

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61N 1/00 (2006.01)

A61N 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410073954.1

[43] 公开日 2006年3月22日

[11] 公开号 CN 1748810A

[22] 申请日 2004.9.17

[21] 申请号 200410073954.1

[71] 申请人 中国科学院心理研究所

地址 100101 北京市朝阳区德胜门外北沙滩

[72] 发明人 罗本成 罗跃嘉

[74] 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理有限公司

代理人 高存秀

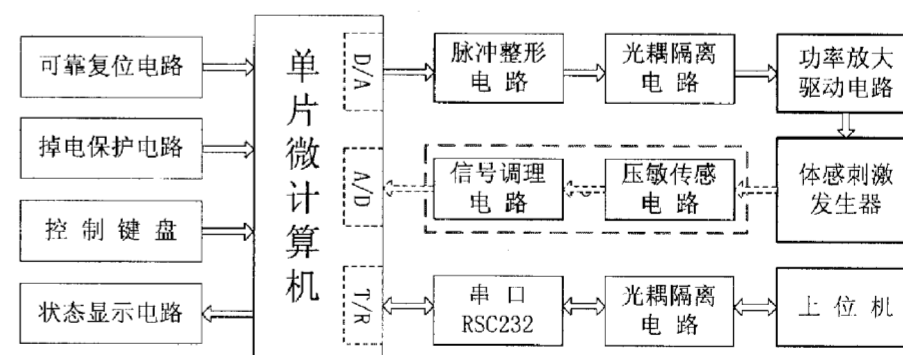
权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图 5 页

[54] 发明名称

振动式体感诱发电位刺激系统

[57] 摘要

本发明公开一种基于振动的体感诱发电位刺激系统，包括单片微计算机、脉冲整形电路、功率放大驱动电路、状态显示器、体感刺激发生器和辅助固定装置；由单片微计算机运算合成特定的频率、占空比可调的脉冲驱动信号，使体感刺激系统产生类似于真实触觉、振动觉和痛觉的特征包络的振动波形，达到有效体感刺激的目的。通过控制产生类似于触觉、振动觉和痛觉的体感刺激信号，可以有效地应用到目前体感诱发电位 SEP 方面的应用研究。本发明具有集成度高、强度可调、性价比高、携带方便、操作简单等特点，可用于认知心理学、认知神经学、人体工程学、运动医学、临床医学方面的应用和研究，也可作为人机接触交互系统用于虚拟现实技术领域的应用和研究。



1、一种振动式体感诱发电位刺激系统，包括：单片微计算机、体感刺激发生器；其特征在于：还包括脉冲整形电路、光耦隔离电路、功率放大驱动电路、压敏传感器和信号调理电路；所述的单片微计算机内包含 D/A 接口和 A/D 接口，单片微计算机端口还分别与可靠复位电路、掉电保护电路、状态显示器和控制键盘电连接，单片微计算机通过控制键盘调节体感刺激器，掉电保护电路产生的掉电信号由电压监测电路检测到，输入到单片微计算机的外部中断输入端，以供系统实时相应处理；D/A 接口与脉冲整形电路串联，脉冲整形电路与光耦隔离电路串联，光耦隔离电路与功率放大驱动电路串联，功率放大驱动电路连接到体感刺激发生器，在体感刺激发生器的刺激端上连有压敏传感器，压敏传感器通过信号调理电路与单片微计算机的 A/D 接口相连；所述的单片微计算机经过内部算法合成，产生相应频率和占空比可调的脉冲信号，以驱动体感刺激发生器模块，所述的压敏传感器将体感刺激发生器的刺激强度通过信号调理电路传回单片微计算机。

2. 按权利要求 1 所述的振动式体感诱发电位刺激系统，其特征在于：还包括上位机、光耦隔离电路和 RSC232 串口模块，单片微计算机内还有一 T/R 接口；所述的上位机与光耦隔离电路之间通过双向线连接，光耦隔离电路再通过 RSC232 串口模块与单片微计算机的 T/R 接口串行连接；单片微计算机通过 RSC232 接口来接受上位机指令，并根据指令在其 D/A 端口输出相应的控制信号 Ctrl，控制信号 Ctrl 信号经过脉冲整形电路，转换成为频率、占空比可调的脉冲信号，再经过光耦隔离，驱动功率放大器 Q1，从而控制振动刺激发生器 MG0 的工作，产生类似于真实触觉、振动觉和痛觉的特征包络的振动波形。

3、根据权利要求 1 或 2 所述的振动式体感诱发电位刺激系统，其特征在于所述的体感刺激发生器包括：小型振动音圈、小型直流电磁铁、微型振动电机。

4. 按权利要求 1 或 2 所述的振动式体感诱发电位刺激系统，其特征在于：所述的脉冲整形电路包括电阻分别与电源 VCC1 和可调电位器 SW0 串联，可调电位器 SW0 的另一头接地，跳线器 J1 有三个端口分别与控制信号线、可调电位器 SW0 和运算放大器 U1 的正向输入端相连接；运算放大器 U1 的正向输入端与电源 VCC2

串联，运算放大器 U1 的输出端与电阻 R3 串联，在导线上有一节点，电阻 R2 连接在该节点上，电阻 R2 的另一端与可调电位器 SW1 串行连接，在电阻 R2 与可调电位器 SW1 之间的导线上有一节点，运算放大器 U1 的反向输入端通过导线连接在该节点上，运算放大器 U1 的反向输入端接地，上述的可调电位器 SW1 的另一端与运算放大器 U2 的输出端串联，运算放大器 U2 的正向输入端接地，反向输入端连接到可调电位器 SW1 上，电阻 R3 串联在运算放大器 U3 的正向输入端上，运算放大器 U3 的正向输入端还与电源 VCC3 连接，运算放大器 U3 的反向输入端与电阻 R4 相连，电阻 R4 的另一端与 NE555 信号调制模块相连接，运算放大器 U3 的反向输入端还需接地，在电阻 R4 与运算放大器 U3 的反向输入端之间有一节点，电容 C2 连接在该节点上，电容 C2 的另一端与 NE555 信号调制模块连接，运算放大器 U3 的输出端经导线与电阻 R5 串联，电阻 R5 另一端连接到 NE555 信号调制模块上，在电阻 R3 与运算放大器 U3 的正向输入端之间有一节点，在运算放大器 U3 的输出端与电阻 R5 之间有另一节点，电容 C1 两端分别连接在上述两个节点上，从而与运算放大器 U3 并联。

5. 按权利要求 1 或 2 所述的振动式体感诱发电位刺激系统，其特征在于：所述的功率放大驱动电路包括：反相驱动器 U4 的输出端串联在电阻 R7 上，反相驱动器 U4 与电阻 R7 之间有一节点，节点与电源 VCC4 之间连接有电阻 R6，电阻 R7 与高速光耦 OPTO 连接，高速光耦 OPTO 与电源 VPP 之间串联有电阻 R8，光耦 OPTO 需接地，电阻 R9 一端与功率驱动 VMOS 芯片 Q1 相连，功率驱动 VMOS 芯片 Q1 与快恢复二极管 D1 连接，功率驱动 VMOS 芯片 Q1 与振动刺激发生器 MGO 连接。

6. 按权利要求 1 或 2 所述的振动式体感诱发电位刺激系统，其特征在于：所述的可靠复位电路采用电压监测型复位芯片，该电压监测型复位芯片包括 IMP810 或 IMP809 型号芯片。

7. 按权利要求 3 所述的振动式体感诱发电位刺激系统，其特征在于：所述的小型直流电磁铁体感刺激发生器，包括：一带有顶梁（5）的支架（1），其顶梁（5）的底面通过连接柱联接一块直流电磁铁（3），直流电磁铁（3）固定在支架（1）的立柱上设置的横隔板（2）上，横隔板（2）下面通过一根行程护杆（11）固定一中空的转接盘（12），转接盘（12）上开有行程导孔（15），一行程调节器（13）安装在转接盘（12）内，其调节钮穿出行程导孔（15）外；电磁振子（6）穿入转接盘

(12) 上的电磁振子导孔 (17), 用螺栓 (16) 与转接盘 (12) 固定, 电磁振子 (6) 的下端通过凹槽固定两根刺激力臂 (7), 刺激力臂 (7) 通过固定螺栓 (9) 联接刺激针棒 (10)。

8. 按权利要求 7 所述的振动式体感诱发电位刺激系统, 其特征在于: 还包括在直流电磁铁 (3) 顶面安装一复位弹簧 (4), 该复位弹簧 (4) 设置在顶梁 (5) 的两根连接柱之间。

9. 按权利要求 7 所述的振动式体感诱发电位刺激系统, 其特征在于: 还包括一缓冲弹簧 (8), 该缓冲弹簧 (8) 安装在刺激力臂 (7) 末端与刺激针棒 (10) 之间。

10. 按权利要求 7 所述的振动式体感诱发电位刺激系统, 其特征在于: 所述的转接盘 (12) 为一中空的圆盘, 并安装了行程调节器 (13), 由行程调节器 (13) 来调节刺激力臂 (7) 的行程。

振动式体感诱发电位刺激系统

技术领域

本发明涉及一种体感诱发电位刺激系统，特别是涉及一种适应体感诱发电位研究需要的振动式体感诱发电位刺激系统。

背景技术

皮肤作为人类重要的感觉器官，是一种非常灵敏的感受器，其触点非常密集，而且触点分辨率在身体的不同部位也有所不同。人通过接触或触摸（包含振动觉、触觉、痛觉等）可以获得两种基本的感受：机体感受和本体感受。机体感受提供了我们关于物体形状、表面纹理或粗糙程度以及温度方面的信息；本体感受是肌肉以及筋腱感受到的肌肉内部力量和运动，从而深层次地获得物体形状、力度和硬度的信息。皮肤这种特殊的感觉器官，其作用和功效是其它功能器官所无法取代的。

诱发电位学是一门专门研究人体在正常功能状态下和疾病过程中诱发电位变化的特征和意义的学科，可用于判定神经传导通路病变（或损伤）的损害程度、受损部位及预后，也可用于手术中脑、脊髓功能的监护以及治疗效果的观察。目前经常使用的诱发电位技术，主要有视觉诱发电位（VEP），听觉诱发电位（AEP）、体感诱发电位（SEP）等。其中，体感诱发电位 SEP（Somatosensory Evoked potentials，简称 SEP）研究，常用电流脉冲刺激指、趾皮神经或肢体大的混合神经干中的感觉纤维，达到体感刺激的目的。这种皮肤电刺激方式，一般对仪器设备的性能参数要求非常高，而且装置复杂、价格昂贵，在推广应用方面存在着一定的局限性。此外，这种电流脉冲刺激的方式对某些诸如振动、接触和疼痛的刺激效果难以逼真模拟，而且刺激效果并没有定量定性的指标（例如，一般刺激量达到同侧拇指或小趾球肌有可见收缩为宜），具有一定的主观性和随机性。从本质上而言，电流脉冲刺激方式对被试有一定的创伤性（对被试施加的电刺激过强，可能会引起被试产生痉挛现象）。

理论上,电刺激能够引起相对多类型的神经纤维的兴奋,增加了波形的复杂性。但实验也表明,通过对被试施加一定的触觉、振动觉或痛觉刺激同样能够达到检测人体某些机能的目的。有文献报道,通过对被试食指施加一定的电磁振动刺激,能有效地诊断精神分裂症。此外,振动式刺激是一种无创、易控的体感刺激,安全系数高,被试的接受程度也高。因此,基于振动的体感刺激方式得到了广泛的认可和接受。

目前常用的几种体感刺激装置主要有以下几种:

基于电脉冲的刺激器:这种刺激器采用表面电极或针状电极,对被试的腕部、肘部或腓部的神经肌肉施加刺激,以诱发脑电波相关电位,有一定的创伤性。一般对装置的可靠性、安全性要求极高。如文献1: K. A. Kaczmarek, K. M. Kramer, J. G. Webster, and R. G. Radwin, "A 16-channel 8-parameter waveform electrotactile stimulation system," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp. 933-943, 1991.所述的神经电刺激器 (Neuron stimulator) 采用了高压发生部件,经过隔离降压处理直接对人体神经系统进行电刺激。这种装置的价格一般比较昂贵、操作技术性高、装置复杂,缺乏一定的灵活性。

基于静电吸附式的刺激器:这种刺激器主要用于体感触觉诱发电位SEP研究或虚拟现实技术领域的人机接触交互应用研究中。其原理是利用硅基片在其上制作相应的电极阵列,并覆盖高强度的电绝缘材料聚酰亚胺薄膜。当电极上施加一定的高电压,该硅片能产生静电吸附力,从而对被试相应部位产生触觉刺激。如文献2: <http://www.dcs.gla.ac.uk/~stephen/workshops/haptic/papers/stone.pdf> 所述的美国Wisconsin 大学研制的 Teletact II 和 Tacticon 1600 触觉刺激装置。相似的装置,还有利用可充气的气囊进行体感触觉刺激,不同之处在于利用气阀控制装置进行充气放气,以模拟触觉刺激。通常,这类装置的结构复杂、成本高而且仅能够产生简单的触觉刺激信号,使用的灵活性比较差;

基于振动音圈的刺激器:这种装置利用电磁效应原理,通过对振动音圈施加一定频率和强度的电流信号,使线圈起振,从而产生类似的触觉刺激。如文献 3: http://www.cs.unc.edu/~welch/class/comp239/media/pdf/touch_force/touch_force.pdf 中所述的美国 Virtual Technologies 公司开发的 "CyberTouch" 及 EXOS 公司开发的 "Touch Master" 系统就采用了振动音圈作为触觉发生器,以作为简单的振

动触觉此。这种装置的刺激频率一般不高，仅为 0~250Hz 左右，而且体积比较大，只能达到简单的振动觉或触觉刺激。

发明内容

本发明的目的在于克服已有体感刺激器的缺陷，提供一种小型便携、功能集中的基于振动的体感刺激系统，能够产生人能感觉的多种形式的振动，使刺激系统的振动波形包络与真实的触觉、振动觉以及痛觉振动波形一致，达到有效体感刺激 SEP 研究的目的。

本发明的目的是提供一种性价比高、结构简单、使用灵活的无创伤性的体感刺激装置，能够灵活地提供多种形式的刺激，以应用于体感诱发电位 SEP 的研究和临床医学的应用。

本发明的目的是这样实现的：

本发明提供的振动式体感诱发电位刺激系统，如图 1 所示，包括：单片微计算机、体感刺激发生器；其特征在于：还包括脉冲整形电路、光耦隔离电路和功率放大驱动电路；所述的单片微计算机包含 D/A 接口、A/D 接口；其中，D/A 接口与脉冲整形电路相连，它的作用是将数字信号形式控制信息转变为模拟信号形式，将所得的模拟信号送入脉冲整形电路做进一步的处理；A/D 接口的作用是将信息从模拟信号形式转变为数字信号形式，并将信息传送给主机，由主机做进一步的处理；单片微计算机端口还分别与可靠复位电路、掉电保护电路、状态显示器和控制键盘电连接，单片微计算机通过控制键盘调节体感刺激器，掉电保护电路产生的掉电信号由电压监测电路检测到，输入到单片微计算机的外部中断输入端，以供系统实时相应处理；单片微计算机经过内部算法合成，产生相应频率和占空比可调的脉冲信号，以驱动体感刺激发生器模块；单片微计算机接受上位机指令，使 D/A 端口输出相应的控制信号 Ctrl；控制信号 Ctrl 经过脉冲整形电路，转换成为频率、占空比可调的脉冲信号；该信号经过光耦隔离电路，驱动功率放大器 Q1，从而控制振动刺激发生器 MG0 的工作，达到体感振动刺激的目的；单片微计算机的状态显示器根据控制信号 Ctrl 的大小，显示相应的刺激强度；单片微计算机的控制键盘实时地增加或减弱体感刺激的强度；还包括一掉电保护电路，该掉电保护电路的掉电信号由电压监测电路检测到，输入到单片微计算机的外部中断输入端，以供系统实时相应处理；和一可靠复位电路，该可靠复位电路

采用电压监测型复位芯片,所述的单片微计算机通过控制键盘或由上位机经串口来实时在线调节刺激强度,同时状态显示器显示信号的强度。

本发明所述的振动式体感诱发电位刺激系统还包括上位机、光耦隔离装置和 RSC232 串口模块,在单片微计算机内还包含有 T/R 接口;所述的 T/R (T-发送/R-接收)接口是一个预留的通讯接口,它的作用是与上位机进行 RSC232 串口通讯,构成主从式信息交互系统;其中单片微计算机通过 RSC232 接口接受上位机指令,并根据指令在其 D/A 端口输出相应的控制信号 Ctrl;控制信号 Ctrl 信号经过图 2 所示的脉冲整形电路,转换为频率、占空比可调的脉冲信号;所述的光耦隔离装置一端与上位机相连,另一端与 RSC232 串口模块相连,其作用是进行信号隔离,提高系统的可靠性;该信号经过光耦隔离,驱动功率放大器 Q1,从而控制振动刺激发生器 MG0 的工作,通过微计算机运算合成特定的频率、占空比可调的脉冲驱动信号,使体感刺激发生器产生类似于真实触觉、振动觉和痛觉的特征包络的振动波形,达到有效体感刺激的目的。

所述的串口 RSC232 采用 MAX202 串口通讯芯片构成,它与单片微计算机中所预留的 T/R (T-发送/R-接收)接口相连接,以构成主从式信息交互系统为了便于监控体感刺激的强度以构成闭环的体感刺激控制,在上述的技术方案中,可以在刺激端(如痛觉体感刺激发生器的刺激针棒 10 上)安置柔性的压敏传感器,在信号调理电路中经过信号调理后通过 A/D 接口(力反馈信号输入接口)输入到单片微计算机中,以便进行更为精确的体感刺激控制(图中用虚线框出)。

所述的可靠复位电路采用电压监测型复位芯片,该电压监测型复位芯片包括 IMP810 或 IMP809 型号的芯片。

所述的状态显示器包括:LED 状态显示器或通用的数码管。

在上述的技术方案中,所述的脉冲整形电路包括:电阻 R1、R2、R3、R4、R5、跳线器 J1、可调电位器 SW0、SW1、运算放大器 U1、U2、U3、电容 C1、C2 以及 NE555 信号调制模块;其中电阻 R1 一端与电源 VCC1 串联,另一端与可调电位器 SW0 串联,可调电位器 SW0 的另一条接地,跳线器 J1 有三个端口,一端与控制信号线相连接,一端连接到可调电位器 SW0 上,起调节作用,另一端则通过导线与运算放大器 U1 的正向输入端相连接,运算放大器 U1 的正向输入端还与电源 VCC2 串联,运算放大器 U1 的输出端与电阻 R3 串联,在导线 1

上有一节点，电阻 R2 连接在该节点上，电阻 R2 的另一端与可调电位器 SW1 串行连接，在电阻 R2 与可调电位器 SW1 之间的导线上有一节点，运算放大器 U1 的反向输入端通过导线连接在该节点上，运算放大器 U1 的反向输入端还需接地，上述的可调电位器 SW1 的另一端与运算放大器 U2 的输出端串联，运算放大器 U2 的正向输入端接地，反向输入端连接到可调电位器 SW1 上，起调节作用，上述的电阻 R3 串联在运算放大器 U3 的正向输入端上，运算放大器 U3 的正向输入端还与电源 VCC3 连接，运算放大器 U3 的反向输入端与电阻 R4 相连，电阻 R4 的另一端与 NE555 信号调制模块相连接，运算放大器 U3 的反向输入端还需接地，在电阻 R4 与运算放大器 U3 的反向输入端之间有一节点，电容 C2 连接在该节点上，电容 C2 的另一端与 NE555 信号调制模块连接，运算放大器 U3 的输出端经导线与电阻 R5 串联，电阻 R5 另一端连接到 NE555 信号调制模块上，在电阻 R3 与运算放大器 U3 的正向输入端之间有一节点，在运算放大器 U3 的输出端与电阻 R5 之间有另一节点，电容 C1 两端分别连接在上述两个节点上，从而与运算放大器 U3 并联；该脉冲整形电路的工作流程：单片微计算机 D/A 输出的控制信号 Ctrl 经过信号幅度调节和积分反馈调制后输入信号调制模块，产生所需的频率和占空比的脉冲驱动信号,如图 2 所示。

在上述的技术方案中，体感刺激产生的驱动电路为功率放大驱动电路，所述的功率放大驱动电路包括：反相驱动器 U4、高速光耦 OPTO、功率驱动 VMOS 芯片 Q1 以及快恢复二极管 D1，电阻 R6、R7、R8、R9；反相驱动器 U4 的输出端串联在电阻 R7 上，反相驱动器 U4 与电阻 R7 之间有一节点，节点上连接有电阻 R6，电阻 R6 的另一端与电源 VCC 连接，电阻 R7 与高速光耦 OPTO 连接，高速光耦 OPTO 上还连有电阻 R8 和 R9，光耦 OPTO 还需接地，上述的电阻 R8 还需与电源 VPP 连接，上述的电阻 R9 还要与功率驱动 VMOS 芯片 Q1 相连，功率驱动 VMOS 芯片 Q1 上还连接有快恢复二极管 D1 和振动刺激发生器 MGO。由脉冲整形电路产生的脉冲驱动信号通过光耦隔离后，再驱动功率放大器的门极，从而实现对功率放大驱动器件驱动和控制,如图 2 所示。

上述的脉冲整形电路中的 NE555 信号调制模块的输出端和功率放大驱动电路的反相驱动器 U4 的输入端相连，从而将脉冲整形电路与功率放大驱动电路连接起来。

所述的体感刺激发生器包括：小型直流电磁铁、微型振动电机、小型振动音圈；其中小型直流电磁铁式的体感刺激发生器是用于指端、腕部或身体其它部位的定点间断式或持续式的痛觉刺激（也可作为触觉刺激）的痛觉体感刺激发生器；微型振动电机主要用于指端或腕部作为定点的触觉刺激（也可作为振动刺激）；小型振动音圈主要用于腕部或腿部作为神经系统的振动刺激（也可作为触觉刺激），用户只需根据应用场合和实验目的不同，来灵活地选择。

在上述的技术方案中，所述的小型直流电磁铁式的体感刺激发生器，包括：一带有顶梁 5 的支架 1，其顶梁 5 的底面通过连接柱联接一块直流电磁铁 3，直流电磁铁 3 固定在支架 1 的立柱上设置的横隔板 2 上，横隔板 2 下面通过一根行程护杆 11 固定一中空的转接盘 12，转接盘 12 上开有行程导孔 15，一行程调节器 13 安装在转接盘 12 内，其调节钮穿出行程导孔 15 外；电磁振子 6 穿入转接盘 12 上的电磁振子导孔 17，用螺栓 16 与转接盘 12 固定，电磁振子 6 的下端通过凹槽固定两根刺激力臂 7，刺激力臂 7 通过固定螺栓 9 联接刺激针棒 10，如图 3 所示。

在上述的技术方案中，为了保证电磁振子 6 复位，还包括在直流电磁铁 3 顶面安装一复位弹簧 4，该复位弹簧 4 设置在顶梁 5 的两根连接柱之间。

在上述的技术方案中，还包括一缓冲弹簧 8，该缓冲弹簧 8 安装在刺激力臂 7 末端与刺激针棒 10 之间。缓冲弹簧主要是将振子的机械运动方式转换为柔性好的振动方式，以提供逼真的触觉刺激。

在上述的技术方案中，所述的转接盘 12 为一中空的圆盘，并安装了行程调节器 13，由行程调节器 13 来调节刺激力臂 7 的行程，达到调节触觉刺激幅度的目的，如图 4 所示。

所述的上位机可以是一般的台式 PC 机或笔记本电脑，也可以是通用的单片微计算机（包含 DSP 芯片）。

经过测试，本振动式体感刺激系统能够提供触觉、振动觉和痛觉等多种形式的刺激。其中，触觉刺激频率控制在 0~500Hz；振动觉刺激频率控制在 0~300Hz；痛觉刺激频率控制在 0~50Hz，刺激分为间歇式和持续式两种。

本发明具有以下优点：

- 系统体积小、结构简单、操作简便、灵活性好、性价比高；
- 系统配置灵活，可选构件多，方便用户根据研究或应用的目的不同而自

主调节选择;

- 模块化设计、功能器件之间相互隔离，系统可靠性高，维修和升级方便;
- 可以在刺激发生器相应部位安装力敏传感器，构成精确的体感刺激反馈系统;
- 应用范围广，不仅可用于体感诱发电位 SEP 及临床医学应用研究，还可用作康复理疗设备和虚拟现实技术领域的人机交互装置。

附图说明

图 1 为本发明的振动式体感诱发电位刺激系统原理框架图

图 2 为本发明的体感振动刺激发生器的刺激发生电路原理图

图 3 为直流电磁铁式的痛觉体感刺激发生装置图

图 4 为行程调节器结构图

图 5 为基本的振动式体感诱发电位刺激系统原理框架图

图 6 为本发明的体感振动刺激发生器的工作流程图

图 7 为本发明的触觉刺激装置的安装示意图

图 8 为本发明的振动觉刺激装置的安装示意图

图 9 为本发明在脑电波 ERP 应用研究中的一个实例

附图标识:

- | | | | |
|-----------|---------|---------|--------|
| 1-支架 | 2- 横隔板 | 3-直流电磁铁 | 4-复位弹簧 |
| 5 -顶梁 | 6-电磁振子 | 7 -刺激力臂 | 8-缓冲弹簧 |
| 9-固定螺栓 | 10-刺激针棒 | 11-行程护杆 | 12-转换盘 |
| 13-行程调节器 | 14-高温导线 | 15-行程导孔 | 16-螺栓 |
| 17-电磁振子导孔 | | | |

具体实施方式

下面结合附图，详细介绍本发明的内容。

如图 5 所示，本发明的振动式体感诱发电位刺激系统的最基本的体系结构，在本实施例中可以采用 PHILIPS 公司推出的 LPC700 系列 OTP 单片微计算机 P87LPC769，或美国 AD 公司推出的 ADuCxxx 系列单片微计算机，单片微计算机通过内部的运算合成相应的频率和占空比可调的脉冲信号。本装置所述的单片

微计算机包含三个重要的输入/输出接口：D/A 接口、A/D 接口和 T/R 接口。其中，D/A 接口与脉冲整形电路相连，它的作用是将数字信号形式控制信息转变为模拟信号形式，将所得的模拟信号送入脉冲整形电路做进一步的处理；A/D 接口的作用是将信息从模拟信号形式转变为数字信号形式，并将信息传送给主机，由主机做进一步的处理；T/R（T-发送/R-接收）接口是一个预留的通讯接口，它的作用是与上位机进行 RSC232 串口通讯，构成主从式信息交互系统。

因为系统瞬间断电或系统电压突然下降，会使得系统陷入混乱状态，导致体感刺激系统的工作不可控，本发明装置中必须有掉电保护电路。掉电信号由电压监测电路检测到，输入到单片微计算机的外部中断输入端，以供系统实时相应处理；为了使系统在电源波动或受外界干扰后能够自动采取补救措施，本发明装置中设计了可靠复位电路，利用专用的复位芯片 IMP810 来实现此功能。

所述的单片微计算机系统还包括控制键盘和状态显示器。控制键盘与单片微计算机相连可以实时地增加或减弱体感刺激的强度（或频率），使得本发明装置具有可控性。此处所述的状态显示器可以是 LED 状态显示器，也可以是通用的数码管，其作用是根据控制信号 Ctrl 的大小，显示相应的刺激强度（或频率），使得操作人员可以根据所显示的刺激强度对其进行适度的调节。用户可以从刺激端的压敏传感器所反馈信号得到实际刺激的力度，以形成反馈闭环控制。

在体感刺激的过程中，可能会产生刺激强度过大对人体造成伤害或刺激强度不当使装置无法达到预期效果的问题，因此需要对刺激端的刺激强度进行监控。在本发明所述装置中，可以利用压敏传感器和信号调理电路来实现该监控功能。所述的压敏传感器可以利用市场上现有的类型，如 PVDF 压电薄膜传感器，它具有柔韧好、质轻体薄和压电能力高等特点，将它安放于刺激端，它的作用是将刺激端的刺激力度大小以电信号的形式传送给单片微计算机。

所述的信号调理电路一头连接于压敏传感器，另一头连接于单片微计算机的 A/D 接口。通过信号调理电路对压敏传感器输出的信号进行滤波放大，使信号幅值达到 A/D 转换所要求的电压范围内。

所述的脉冲整形电路是本系统脉冲驱动信号发生的关键部分，其结构包括：电阻 R1、R2、R3、R4、R5、跳线器 J1、可调电位器 SW0、SW1、运算放大器

U1、U2、U3、电容 C1、C2 以及 NE555 信号调制模块；其中电阻 R1 一端与电源 VCC1 串联,另一端与可调电位器 SW0 串联,可调电位器 SW0 的另一条接地,跳线器 J1 有三个端口,一端与控制信号线相连接,一端连接到可调电位器 SW0 上,起调节作用,另一端则通过导线与运算放大器 U1 的正向输入端相连接,运算放大器 U1 的正向输入端还与电源 VCC2 串联,运算放大器 U1 的输出端经导线与电阻 R3 串联,在导线 1 上有一节点,电阻 R2 连接在该节点上,电阻 R2 的另一端与可调电位器 SW1 串行连接,在电阻 R2 与可调电位器 SW1 之间的导线上有一节点,运算放大器 U1 的反向输入端通过导线连接在该节点上,运算放大器 U1 的反向输入端还需接地,上述的可调电位器 SW1 的另一端与运算放大器 U2 的输出端串联,运算放大器 U2 的正向输入端接地,反向输入端连接到可调电位器 SW1 上,起调节作用,上述的电阻 R3 串联在运算放大器 U3 的正向输入端上,运算放大器 U3 的正向输入端还与电源 VCC3 连接,运算放大器 U3 的反向输入端与电阻 R4 相连,电阻 R4 的另一端与 NE555 信号调制模块相连接,运算放大器 U3 的反向输入端还需接地,在电阻 R4 与运算放大器 U3 的反向输入端之间有一节点,电容 C2 连接在该节点上,电容 C2 的另一端与 NE555 信号调制模块连接,运算放大器 U3 的输出端经导线与电阻 R5 串联,电阻 R5 另一端连接到 NE555 信号调制模块上,在电阻 R3 与运算放大器 U3 的正向输入端之间有一节点,在运算放大器 U3 的输出端与电阻 R5 之间有另一节点,电容 C1 两端分别连接在上述两个节点上,从而与运算放大器 U3 并联;该脉冲整形电路的工作流程:单片微计算机 D/A 输出的控制信号 Ctrl 经过信号幅度调节和积分反馈调制后输入信号调制模块,产生所需的频率和占空比的脉冲驱动信号,如图 2 所示。

所述的跳线器 J1 的作用是为了便于用户选择内部控制或外部输入控制工作方式,通常情况下置为内部控制方式。

所述的可调电位器 SW0、SW1 的作用是调节控制信号的幅度,当跳线器置入外部控制输入方式时,电位器 SW0 可以调节外部控制信号的幅度,而无论是何种控制方式,系统都可以 通过电位器 SW1 调节输入控制信号的幅度。

所述的运算放大器 U3 构成差分积分电路,同项端接信号调制模块输出的反馈信号,从而构成了一个频率可调的信号脉冲发生器。

脉冲整形电路的作用是将单片微计算机 D/A 输出的控制信号 Ctrl 经过信号幅度调节, 积分反馈调节和信号调节, 产生所需的频率和占空比的脉冲驱动信号。脉冲整形电路从功能上可以划分为三个模块, 即: 信号幅度调节模块、积分反馈调节模块和信号调制模块。信号幅度调节模块的作用是通过调节信号的电压幅度从而改变信号的频率, 以对控制号频率做初步的调节, 主要由可调电位器 SW0、SW1、跳线器 J1、运算放大器 U1、U2 和电阻 R1 组成; 积分反馈调节模块的作用是通过差分积分处理, 产生三角波形状的调制触发信号, 从而对控制信号的占空比做初步的调节, 主要由电容 C1、C2、运算放大器 U3 构成; 信号调制模块是对控制信号的频率和占空比做进一步的调整, 得到所需的频率和占空比的脉冲驱动信号, 由 NE555 信号调制模块组成。

由于在本发明装置中, 高频数字信号对模拟信号以及高频数字信号之间存在大量干扰, 为了确保信号的正确性, 必须有抗干扰的设备以确保信号的可靠性, 光耦隔离装置的作用就是要提高系统的抗干扰能力, 从而提高系统的可靠性。

在本实施例中, 光耦隔离装置在图 2 中由光耦 OPTO 构成, 它集成在功率放大驱动电路中, 统一表示为功率放大驱动电路。

功率放大驱动电路的作用是将通过光耦隔离后的脉冲驱动信号, 来驱动功率放大器的门极, 从而实现对功率放大驱动器件的驱动和控制。

所述的功率放大驱动电路是本系统体感刺激产生的驱动环节。其结构包括: 反相驱动器 U4、高速光耦 OPTO、功率驱动 VMOS 芯片 Q1 以及快恢复二极管 D1, 电阻 R6、R7、R8、R9, 反相驱动器 U4 的输出端串联在电阻 R7 上, 反相驱动器 U4 与电阻 R7 之间有一节点, 节点上连接有电阻 R6, 电阻 R6 的另一端与电源 VCC4 连接, 电阻 R7 与高速光耦 OPTO 连接, 高速光耦 OPTO 上还连有电阻 R8 和 R9, 光耦 OPTO 还需接地, 上述的电阻 R8 还需与电源 VPP 连接, 上述的电阻 R9 还要与功率驱动 VMOS 芯片 Q1 相连, 功率驱动 VMOS 芯片 Q1 上还连接有快恢复二极管 D1 和振动刺激发生器 MGO。由脉冲整形电路产生的脉冲驱动信号通过光耦隔离后, 再驱动功率放大器的门极, 从而实现对功率放大驱动器件驱动和控制, 如图 2 所示。

上述的脉冲整形电路中的 NE555 信号调制模块的输出端和功率放大驱动电路的反相驱动器 U4 的输入端相连，从而将脉冲整形电路与功率放大驱动电路连接起来。

所述的体感刺激发生器是本系统体感刺激发生的实现环节。在本发明装置中，体感刺激发生器可以有三种可选部件，分别为微型振动电机、小型振动音圈和小型直流电磁铁。其中，微型振动电机主要用于指端或腕部作为定点的触觉刺激（也可作为振动刺激）；小型振动音圈主要用于腕部或颈部作为神经系统的振动刺激（也可作为触觉刺激）；小型直流电磁铁主要用于指端、腕部或身体其它部位的定点间断或持续式的痛觉刺激（刺激力度低时候，也可作为触觉刺激）。

图 3 为痛觉刺激装置的结构示意图，即小型直流电磁铁式体感刺激发生器，包括：用金属制作的“L”形的固定支架 1，支架 1 的顶部设置一根采用同样金属材料制作的顶梁 5，其顶梁 5 的底面固定 2 根连接柱，连接柱联接一块带有高温导线 6 的直流电磁铁 3，在支架 1 的立柱上设置一横隔板 2，该直流电磁铁 3 被横隔板 2 托住，该直流电磁铁 3 为小型直流电磁铁；在直流电磁铁 3 顶面安装一复位弹簧 4，该复位弹簧 4 设置在顶梁 5 的两根连接柱之间；横隔板 2 下面通过一根行程护杆 11 固定转接盘 12，如图 4 所示，该转接盘 12 为一中空的金属圆盘，该转接盘 12 上开有行程导孔 15，一行程调节器 13 安装在转接盘 12 内，其调节钮穿出行程导孔 15 外；电磁振子 6 穿入转接盘 12 上的电磁振子导孔 17，用螺栓 16 与转接盘 12 固定；电磁振子 6 的下端通过凹槽固定两根刺激力臂 7，刺激力臂 7 再通过固定螺栓 9 联接刺激针棒 10；缓冲弹簧 8 安装在刺激力臂 7 末端与刺激针棒 10 之间，其作用主要是将振子的机械运动方式转换为柔性好的振动方式，以提供逼真的痛觉刺激。按照实验要求和目的，可以将刺激针棒 10 置于被试检测部位（例如，食指、腕部正中神经系统或颈部神经系统等）的上方，并调节好触压深度和刺激强度；高频的刺激电流信号经过高温导线输入到刺激发生器后，就会产生振动，从而实现对被试检测部位进行逼真的体感痛觉刺激。刺激的深度、强度和持续度可以由系统的单片微计算机控制。

体感刺激发生器的刺激强度和刺激深度由输入的控制信号决定，在脉冲频率和占空比相对恒定时，刺激系统振动的频率和速度也相对恒定；在占空比一定时，随着脉冲的频率增加，刺激系统振动的频率和速度也在一定范围内相应增加；在

频率一定时，随着脉冲的占空比的增加，刺激系统振动刺激深度也在一定范围内相应的增加，人体所感受到的触压也相应增加。

图 7 为触觉刺激装置的安装示意图，该刺激装置由一个微型振动电机、一个中空圆柱体和一个弧形底座构成。微型振动电机一可选的大小为长 15mm，直径 5.6mm，它被置入圆柱体（大小）内。弧形底座用于固定圆柱体，同时还可以增大刺激发生器与指端腹部的接触面积，用弹性好的松紧带将刺激发生器固定于指端。高频的刺激电流信号经过高温导线输入到刺激发生器，以产生振动，对指端进行逼真的体感触觉刺激。

图 8 为振动觉刺激装置的安装示意图，该刺激装置由一个小型振动音圈、一个中空圆弧形立方盒和一个弧形底座构成。小型振动音圈一可选的大小为直径 25mm，它被置入立方盒内。弧形底座用于固定立方盒，同时增大刺激发生器与腕部正中神经系统的接触面积，用弹性好的松紧带将刺激发生器固定于腕部。高频的刺激电流信号经过高温导线输入到刺激发生器，以产生振动，对腕部进行逼真的体感振动觉刺激。

本实施例的单片微计算机的工作流程如图 6 所示，单片微计算机对系统进行控制的具体步骤如下：

1. 输入控制命令；
2. 设定刺激时程，刺激时程具体包括刺激的时间间隔和刺激次数；
3. 根据控制指令的类别，选择不同的体感刺激子程序，若是振动觉子程序转步骤 5，若是痛觉子程序转步骤 6，若是触觉子程序则执行下一步；
4. 在触觉子程序中，调用触觉函数，设定触觉时限，结束以上操作后，转步骤 7；
5. 在振动觉子程序中，调用振动觉函数，设定振动觉时限，结束以上操作后，转步骤 7；
6. 在痛觉子程序中，调用痛觉函数，设定痛觉时限，结束以上操作后，转步骤 7；
7. 输出控制信号，使脉冲整形电路产生相应的脉冲驱动信号，从而驱动刺激发生器工作；
8. 在步骤 7 执行的同时，根据控制信号的相关信息，显示刺激强度或频率；

9. 判断在步骤 4 或 5 或 6 中所设定的定时时限是否达到，若否，则保持状态当前状态，并转步骤 8，若是，则执行一步操作；
10. 判断在步骤 2 中所设定的刺激时程是否已达到，若否，则转步骤 3，系统进行下一次的控制循环；若是，则继续以下操作；
11. 控制输出完成，系统恢复到原始状态，等待上位机或控制键盘的指令输入。

如图 1 所示,本发明所述的振动式体感诱发电位刺激系统最好还包括上位机、光耦隔离装置和 RSC232 串口模块，以与单片微计算机中所预留的 T/R（T-发送/R-接收）接口相连接。

所述的光耦隔离装置一端与上位机相连，另一端与 RSC232 串口模块相连，其作用是进行信号隔离，提高系统的可靠性。

所述的串口 RSC232 采用 MAX202 串口通讯芯片构成，它与单片微计算机中所预留的 T/R（T-发送/R-接收）接口相连接，以构成主从式信息交互系统。

所述的上位机可以是一般的台式 PC 机或笔记本电脑，也可以是通用的单片微计算机（包含 DSP 芯片）。上位机与光耦隔离装置相连，它可以向单片微计算机发出指令，使单片微计算机通过 D/A 端口输出控制信号。上位机的使用使得操作人员对振动式体感诱发电位刺激系统的操作与控制更为方便、明了。

图 9 为本发明作为脑电波诱发电位 ERP 研究的一个实施例子。在本实施例子中，振动式体感诱发电位刺激系统是作为整个系统的一个部件来发挥作用的。本实施例的目的是通过笔记本电脑来控制视觉刺激、听觉刺激和体感刺激（包括触觉、振动觉和痛觉刺激，图中用虚线框标出）的输出，并用脑电波 ERP 记录分析系统对脑部所产生的刺激反应信号进行采集与记录，主试通过记录的信息进行分析处理，从而得出被试大脑对刺激事件的真实客观反应。

本实验的具体操作步骤如下：首先，按照实验要求和目的，将 32~128 导脑电极安置于被试的头部，再将脑电极扁平电缆接入脑电波 ERP 记录分析系统（由图中的脑电波信号放大器、脑电波信号采集器、同步控制器 MCU 和笔记本电脑组成）。接着，将显示器放在平行被试眼睛的前方 100cm 左右，以产生视觉刺激；将立体声耳机戴在被试的双耳朵上，以产生听觉刺激；将振动式体感

诱发电位刺激系统的体感刺激发生器接入被试相应的部位（例如，食指、腕部正中神经系统或腓部神经系统等），此外还需要将笔记本电脑（此处，笔记本电脑就是上位机）通过 RSC232 串口与振动式体感诱发电位刺激系统中的单片微计算机的 T/R 接口相连接，连接完毕以后，通过笔记本电脑发出指令，在单片微计算机中生成控制信号 Ctrl，该信号分别通过 D/A 接口实现数模转换、通过脉冲整形电路实现信号幅度调节和积分反馈调节、通过光耦隔离装置实现光耦隔离、通过功率放大装置实现功率放大、最后驱动体感刺激发生器实现体感刺激，通过振动式体感诱发电位刺激系统中的压敏传感器可以对刺激端的刺激强度实现监控，监控结果在状态显示器上得到反映，通过上述的操作流程，主试在实验前调节好刺激强度，为下面的测试做准备；将键盘或游戏机操作器置于被试方便控制的地方，以供实验过程中被试作按键反应。然后，主试启动仪器对被试进行训练测试。一切顺利后，正式测试开始，主试监视笔记本电脑显示的脑电波 ERP 信息以及被试的反应情况，直到测试结束。最后，主试采用脑电波 ERP 系统分析软件，对记录的脑电波 ERP 信息进行分析处理，得出被试大脑对刺激事件的真实客观反应。相对于其它 ERP 系统所采用的体感刺激装置，本发明的体感刺激装置体积小、重量轻、配置方便，能够提供多种形式的体感刺激，体现了灵活性和集成性的特点。

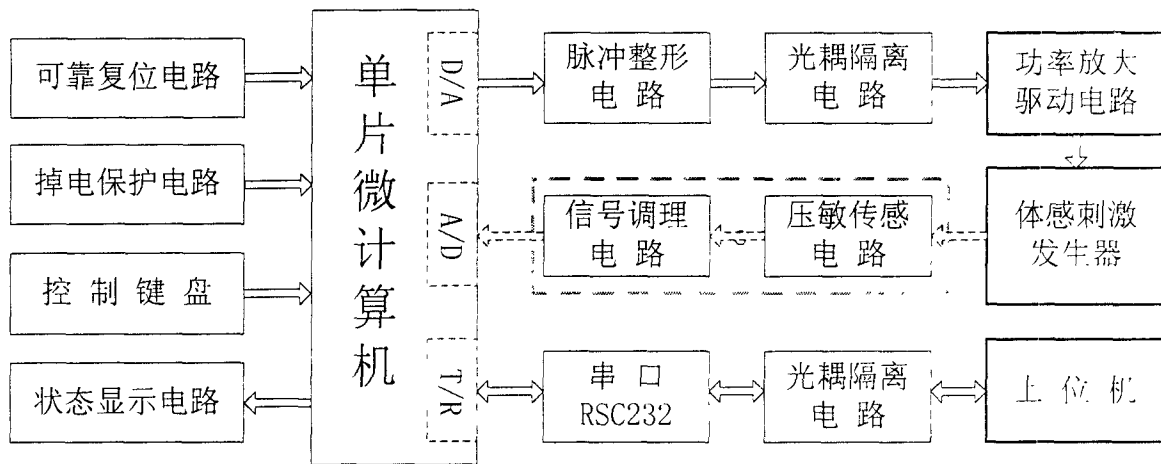


图 1

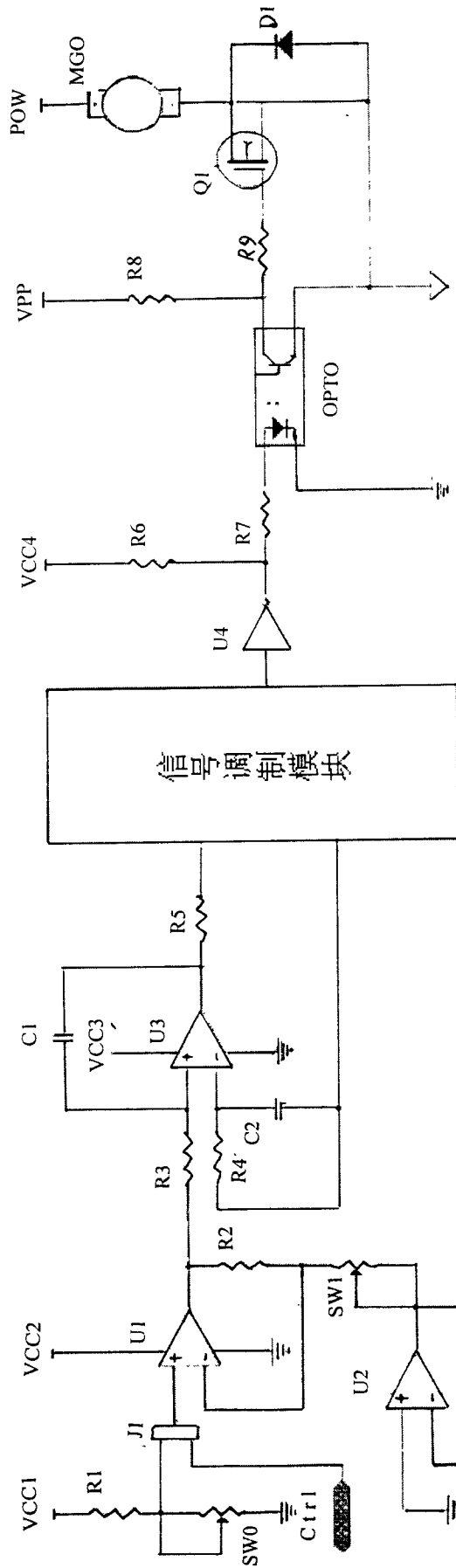


图 2

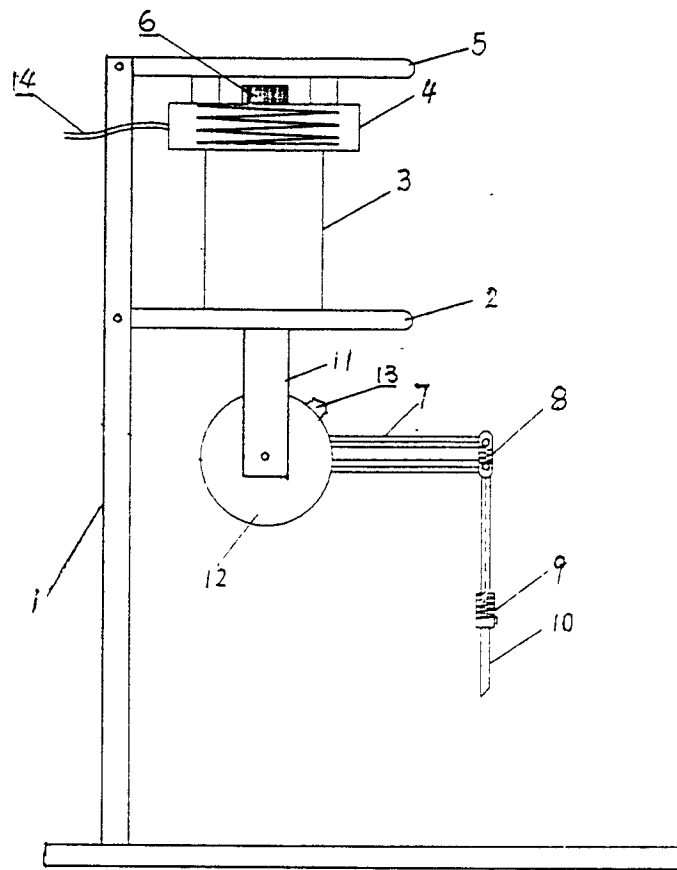


图 3

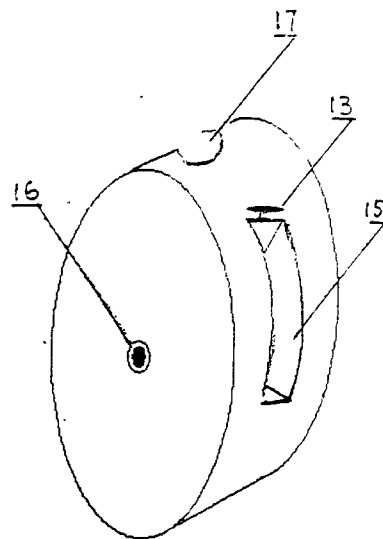


图 4

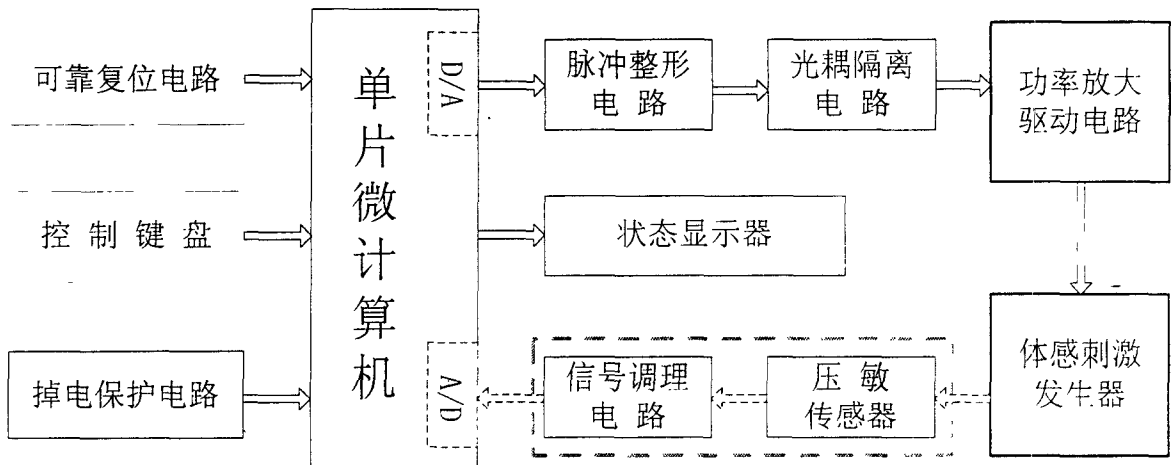


图 5

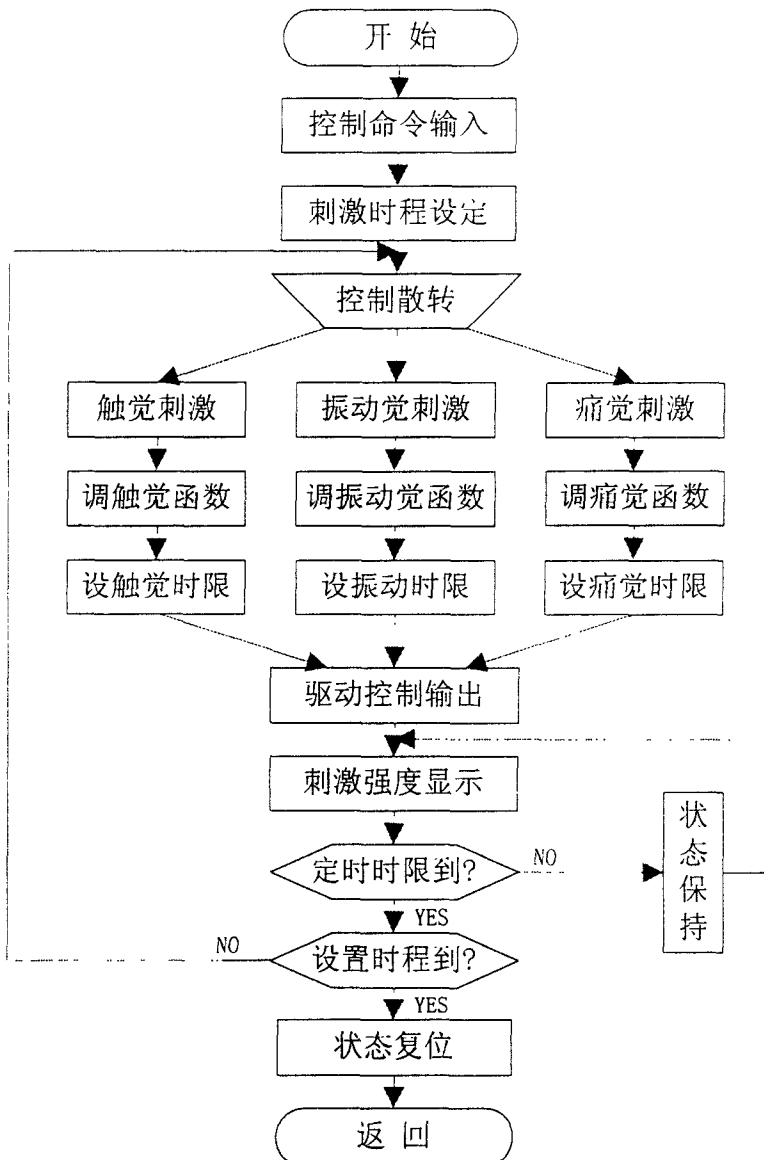


图 6

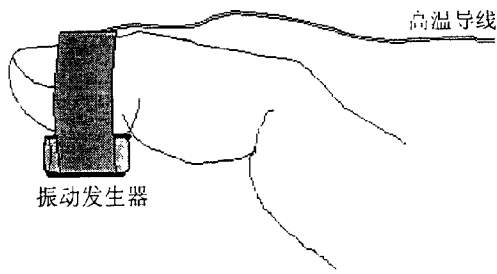


图 7

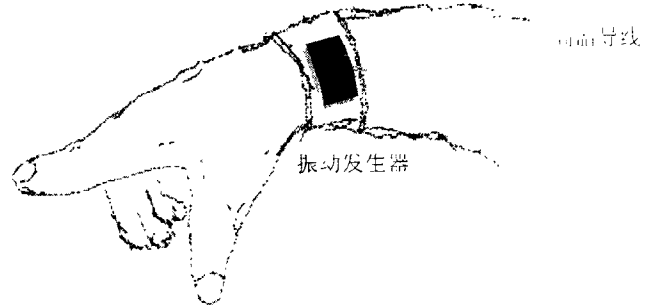


图 8

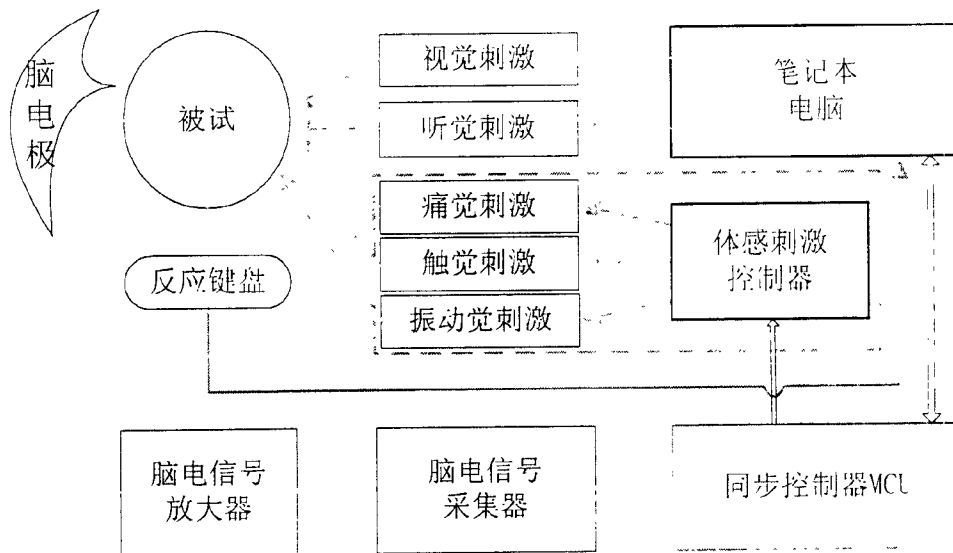


图 9