

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61G 5/10 (2006.01)

G05B 19/02 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810053558.0

[43] 公开日 2008年11月12日

[11] 公开号 CN 101301244A

[22] 申请日 2008.6.18

[21] 申请号 200810053558.0

[71] 申请人 天津大学

地址 300072 天津市南开区卫津路 92 号

[72] 发明人 明 东 宋 玮 朱誉环 万柏坤

[74] 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理
事务所
代理人 江镇华

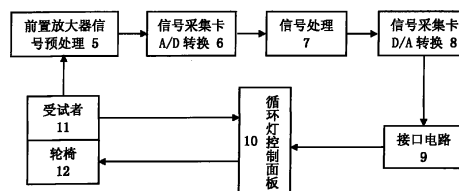
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 4 页

[54] 发明名称

基于脑-机接口的智能轮椅控制系统及其脑电信号处理方法

[57] 摘要

基于脑-机接口的智能轮椅控制系统及其脑电信号处理方法。系统有依次相连的：采集受试者脑电信号的前置放大信号预处理电路、信号采集卡 A/D 转换、信号处理装置、信号采集卡 D/A 转换、接口电路、循环灯控制面板以及轮椅，循环灯控制面板还与受试者相连接接收受试者发出的反馈信号。方法有：由信号采集卡差动输入脑电信号；对脑电信号进行滤波；对滤波后的脑电信号进行 RMS 平滑算法；分两路：一路经 400 ~ 500ms 的平均，进入主控制通道，另一路经 50ms 的平均算法，进入辅助控制通道；信号是 α 波信号时输出。本发明操作简便，只需在受试者枕部和耳部两导联处放置两个脑电检测电极，就可帮助肢体残疾人士、老龄化人群，以及重症瘫痪但脑部有思维的人自由行动，以提高他们的生活质量。



1. 一种基于脑—机接口的智能轮椅控制系统，其特征在于，包括有依次相连的：采集受试者（11）脑电信号的前置放大信号预处理电路（5）、信号采集卡 A/D 转换（6）、信号处理装置（7）、信号采集卡 D/A 转换（8）、接口电路（9）、循环灯控制面板（10）以及轮椅（12），其中，循环灯控制面板（10）还与受试者（11）相连接接收受试者（11）发出的反馈信号。

2. 根据权利要求 1 所述的基于脑—机接口的智能轮椅控制系统，其特征在于，所述的前置放大信号预处理电路（5）是通过设置在受试者（11）枕部或耳部两导联处的两个脑电检测电极来采集受试者（11）脑电信号。

3. 根据权利要求 1 所述的基于脑—机接口的智能轮椅控制系统，其特征在于，所述的信号处理装置（7）采用计算机。

4. 根据权利要求 1 所述的基于脑—机接口的智能轮椅控制系统，其特征在于，所述的接口电路（9）包括有：脉冲发生器（91），与脉冲发生器（91）相连的四位双向移位寄存器（92），与四位双向移位寄存器（92）的四个与门单元输出端相连的四输入与非门（94），与四输入与非门（94）相连的接口触点（95），所述的四个与门单元输入端还连接信号采集卡 D/A 转换（8）的输出端，所述的接口触点（95）连接循环灯控制面板（10）上的表示前、右、左、后的四个循环显示灯前（a）、右（b）、左（c）、后（d）。

5. 一种用于要求 1 所述的智能轮椅的脑电信号处理方法，其特征在于，包括有如下步骤：

（1）由信号采集卡差动输入脑电信号；

（2）对脑电信号进行滤波；

（3）对滤波后的脑电信号进行 RMS 平滑算法；

（4）分两路：一路经 400~500ms 的平均，进入主控制通道，并判断是否超过门限电压，若没超过继续进行 400~500ms 的平均算法，超过则进入下一步；另一路经 50ms 的平均算法，进入辅助控制通道后进入下一步；

（5）判断信号是否是 α 波控制信号，是则输出，否则继续分两路进行两路的平均。

6. 根据权利要求 5 所述的用于要求 1 所述的智能轮椅的脑电信号处理方法，其特征在于，所述的对脑电信号进行滤波，是经 8~13Hz 的带通滤波保留 α 波的主成分。

7. 根据权利要求 5 所述的用于要求 1 所述的智能轮椅的脑电信号处理方法，其特征在于，所述的进行 RMS 平滑算法是进行 10ms 的 RMS 平滑算法。

基于脑—机接口的智能轮椅控制系统及其脑电信号处理方法

技术领域

本发明涉及一种智能轮椅。特别是涉及一种能够帮助肢体残疾人士、老龄化人群，以及重症瘫痪但脑部有思维的人自由行动，可以与外界进行信息交流和控制，以提高他们的生活质量的基于脑—机接口的智能轮椅控制系统及其脑电信号处理方法。

背景技术

脑—机接口(Brain-Computer Interface-BCI)是在人脑和计算机或其他电子设备之间建立的一种直接的信息交流和控制通道，是一种不依赖于常规大脑输出通路(外周神经和肌肉组织)的全新的信息交流系统。

因此，脑—机接口是智能轮椅研究中的重要课题，涉及面广，包含问题较多。对BCI的研究最早开始于上世纪70年代，美国国防总部看到了战斗飞行员如果能用思维直接控制飞机将有极大的应用前景，因此对BCI展开研究。由于当时特定的技术限制，成功可能性很小，计划被取消了。但是当初所作的一些基础工作却为今天这一领域的快速发展打下了基础。当今研究BCI的主要目的是为了帮助遭受脑瘫(cerebral palsy)，或脊柱损伤失去外周神经控制但思维能力尚存的病人，使他们重新实现对外界的交流和控制。在过去的几十年里，这项研究已经取得了巨大的进步。

一个基本的BCI系统设计和控制如图1所示。信号通过电阻从头皮或颅内获得，经过信号处理提取反映使用者意图的信号特征，这些特征再被转化为控制设备的命令(如一个字处理程序，操纵轮椅或神经损伤弥补)，只有使用者协调好信号特征与其意图之间的关系，同时BCI选择、特征提取并有效准确地将之转为设备控制命令，系统才能有效操作。

智能轮椅是将智能机器人技术应用于电动轮椅，融合多种领域的研究，包括机器人导航和定位、模式识别、多传感器融合及人—机接口等，涉及机械、控制、传感器、人工智能、通讯等技术，也称智能轮椅式移动机器人。自1986年英国开始研制第一辆智能轮椅以来，许多国家投入较多资金研究智能轮椅。如美国麻省理工学院WHEELSLEY项目、法国VAHM项目、德国乌尔姆大学MAID(老年人及残疾人助动器)项目、Bremen Autonomous Wheelchair项目、西班牙SIAMO项目、加拿大AAI公司TAO项目、欧盟TIDE项目、KISS学院TINMAN项目、台湾中正大学电机系LUOSON项目、我国863智能机器人智能轮椅项目及第三军医大学外科研究所项目等。由于各个实验室的目标及研究方法不尽相同，每种轮椅解决的问题及达到的能力不同。联合国发表报告指出，全世界人口老龄化进程正在加快，今后50年内，60岁以上的人口比例预计将会翻一番，由于各种灾难和疾病造成的残障人士也逐年增加，他们存在不同程度的能力丧失，如行走、视力、动手及语言等。为了给

老年人和残障人士提供性能优越的代步工具，帮助他们提高行动自由度及重新融入社会，目前美国、德国、日本、法国、加拿大、西班牙及中国等国家对智能轮椅进行了研究，使智能轮椅具有记忆地图、避障、自动行走、与用户交互等功能。

脑—机接口是在人脑和计算机或其它电子设备之间建立一种直接的信息交流系统。通常 90% 脑神经功能正常的人在短时间闭眼后脑电 (Electroencephalography, EEG) 中 α (α) 波幅均可明显增强，同时，由于 EEG 记录了大脑不同部位神经细胞群的电活动，理论上人的思维意识活动也应该在脑电中反映出来，所以，EEG 成为 BCI 中代替神经和肌肉系统携带信息的首选工具。

发明内容

本发明所要解决的技术问题是，提供一种能够帮助肢体残疾人士、老龄化人群，以及重症瘫痪但脑部有思维的人自由行动，可以与外界进行信息交流和控制，以提高他们的生活质量的基于脑—机接口的智能轮椅控制系统及其脑电信号处理方法。

本发明所采用的技术方案是：一种基于脑—机接口的智能轮椅控制系统及其脑电信号处理方法。其中，基于脑—机接口的智能轮椅控制系统，包括有依次相连的：采集受试者脑电信号的前置放大信号预处理电路、信号采集卡 A/D 转换、信号处理装置、信号采集卡 D/A 转换、接口电路、循环灯控制面板以及轮椅，其中，循环灯控制面板还与受试者相连接接收受试者发出的反馈信号。

所述的前置放大信号预处理电路是通过设置在受试者枕部或耳部两导联处的两个脑电检测电极来采集受试者脑电信号。

所述的信号处理装置采用计算机。

所述的接口电路包括有：脉冲发生器，与脉冲发生器相连的四位双向移位寄存器，与四位双向移位寄存器的四个与门单元输出端相连的四输入与非门，与四输入与非门相连的接口触点，所述的四个与门单元输入端还连接信号采集卡 D/A 转换的输出端，所述的接口触点连接循环灯控制面板上的表示前、右、左、后的四个循环显示灯前、右、左、后。

用于要求 1 所述的智能轮椅的脑电信号处理方法，包括有如下步骤：

- (1) 由信号采集卡差动输入脑电信号；
- (2) 对脑电信号进行滤波；
- (3) 对滤波后的脑电信号进行 RMS 平滑算法；
- (4) 分两路：一路经 400~500ms 的平均，进入主控制通道，并判断是否超过门限电压，若没超过继续进行 400~500ms 的平均算法，超过则进入下一步；另一路经 50ms 的平均算法，进入辅助控制通道后进入下一步；

(5) 判断信号是否是 α 波控制信号，是则输出，否则继续分两路进行两路的平均。

所述的对脑电信号进行滤波，是经 8~13Hz 的带通滤波保留 α 波的主成分。

所述的进行 RMS 平滑算法是进行 10ms 的 RMS 平滑算法。

本发明的基于脑—机接口的智能轮椅控制系统及其脑电信号处理方法，是利用脑电中对应于视觉皮层的 alpha (a) 波最具明显节律性的特点和在绝大多数脑神经功能正常人中普遍存在的 a 波阻断现象(即短时间闭眼后 a 波幅可明显增强)，并结合电视遥控器的控制原理，设计了一套基于脑电 a 波的脑—机接口智能轮椅操纵系统。本发明操作简便，只需在受试者枕部和耳部两导联处放置两个脑电检测电极，不必强行引入视觉或听觉刺激信号(以免对患者的心理伤害)，几乎无需学习和生物反馈训练或仅需很短时间训练就可以稳定而可靠地控制智能轮椅的行进。帮助肢体残疾人士、老龄化人群，以及重症瘫痪但脑部有思维的人自由行动，以提高他们的生活质量，并获得可观的社会效益和经济效益。

附图说明

- 图 1 是基本的 BCI 系统控制示意图；
- 图 2 是脑电采集位置示意图；
- 图 3 是本发明的整体框图；
- 图 4 是前置放大器信号预处理的电路框图；
- 图 5 是接口电路框图；
- 图 6 是接口电路原理；
- 图 7 是本发明的脑信号处理方法的流程图。

其中：

- | | |
|---------------|----------------|
| 5：前置放大信号预处理电路 | 6：信号采集卡 A/D 转换 |
| 7：信号处理装置 | 8：信号采集卡 D/A 转换 |
| 9：接口电路 | 10：循环灯控制面板 |
| 11：受试者 | 12：轮椅 |
| 91：脉冲发生器 | 92：四位双向移位寄存器 |
| 93：电源 | 94：四输入与非门 |
| 95：接口触点 | |

具体实施方式

下面结合实施例附图对本发明的基于脑—机接口的智能轮椅控制系统及其脑电信号处理方法做出详细说明。

本发明利用脑电中对应于视觉皮层的 alpha(a)波最具明显节律性的特点和在绝大多数脑神经功能正常人中普遍存在的 a 波阻断现象(即短时间闭眼后 a 波幅可明显增强)，并结合电视遥控器的控制原理，设计了一套基于脑电 a 波的脑—机接口智能轮椅控制系统。本发明的脑电信号采集时只需通过银—氯化银电极，并采用单极导联方式，以双耳

的公共连接端作为参考，同时也作为接地端输入放大器。所述的脑电采集位置如图 2 所示。

如图 3 所示，本发明的基于脑—机接口的智能轮椅控制系统，包括有依次相连的：采集受试者 11 脑电信号的前置放大信号预处理电路 5、信号采集卡 A/D 转换 6、信号处理装置 7、信号采集卡 D/A 转换 8、接口电路 9、循环灯控制面板 10 以及轮椅 12，其中，循环灯控制面板 10 还与受试者 11 相连接接收受试者 11 发出的反馈信号。所述的前置放大信号预处理电路 5 是通过设置在受试者 11 枕部或耳部两导联处的两个脑电检测电极来采集受试者 11 脑电信号。所述的信号处理装置 7 采用计算机进行脑电信号的处理。

首先，受试者由循环灯控制面板 10 提示产生含控制意图的 EEG 信号；该信号经前置放大、滤波等预处理和采集卡进行 A/D 转换后输入计算机；然后在计算机的 Labview 平台上完成二次滤波去噪、RMS (root-mean-square) 平滑—平均、与门限电压比较、产生脉冲控制信号等一系列信号处理工作；最后将此控制信号连接到轮椅的机电接口电路控制轮椅的运动。

如图 4 所示，所述的前置放大信号预处理电路 5，包括有依次相连的前级放大 51、50HZ 滤波 52、40HZ 低通滤波 53、以及后级放大 54。

脑电 (EEG) 信号幅值较低 (约 $5\sim 300\mu\text{V}$)，要求前置放大器具有高增益、高输入阻抗、高共模抑制比、低噪声、低漂移特性。EEG 信号具有不稳定和非线性的特点，所以，采用了带宽为 $0\sim 30\text{Hz}$ 的八通道前置放大器，包括前级放大、滤波和后级放大三部分，以保证脑电信号不失真。

信号采集卡 A/D 转换 6 是选用美国国家仪器 (NI) 公司产 6024E 数据采集卡进行 EEG 信号的 A/D 转换。它有 16 通道模拟输入端口、2 个模拟输出端口、8 个数字 I/O 端口 (可编程控制输入/输出) 和 68 引脚的连接器。各通道增益可分别设定为 0.5、1.0、10、或 100，其输入范围可随增益而改变。信号采集卡 D/A 转换 8 也是在上述采集卡上完成的。

如图 5 所示，所述的接口电路 9 包括有：脉冲发生器 91，与脉冲发生器 91 相连的四位双向移位寄存器 92，与四位双向移位寄存器 92 的四个与门单元输出端相连的四输入与非门 94，与四输入与非门 94 相连的接口触点 95，所述的四个与门单元输入端还连接信号采集卡 D/A 转换 8 的输出端，所述的接口触点 95 连接循环灯控制面板 10 上的表示前、右、左、后的四个循环显示灯 a、b、c、d。

控制面板由四个循环闪烁的小灯构成：两红灯置于上、下，两绿灯位于左、右，呈菱形排列，分别和轮椅控制的前 a、后 d、左 c、右 b 运动方向相对应。四个指示灯以顺时针的方向循环闪烁并且持续一段时间，整个电路由时钟发生器和移位寄存器实现。

将信号采集卡 D/A 转换 8 输出的脑电信号通过接口电路 9 和循环灯控制面板 10 得出需要的控制信号前 a 或后 d 或左 c 或右 b，然后连接到轮椅操作控制箱中，当选中某个方向控制信号输出时，控制接口接通轮椅，完成相应的操作。

在接口电路 9 中，采用 555 定时器作脉冲发生器 91；四位双向移位寄存器 92 的型号

为 74LS194；四输入与非门 94 的型号是 74LS00。

所述的接口电路 9 的具体电路原理图如图 6 所示。经一系列信号处理过程后，计算机输出的是脉冲电压信号，幅值可以根据需要通过计算机程序设定，为了满足后续电路设计的需要，在本发明中设定的值为+5V。根据脉冲信号的特性，设计了四个选项的触发性控制系统，控制面板上的四个循环小灯模拟了轮椅的前、后、左、右四个方向的运动。555 产生时钟信号，输入四位双向移位寄存器，移位产生的脉冲与 D/A 转换后的脑电信号在与门单元相与，接入四输入与非门，使得四个指示灯以顺时针的方向循环闪烁并持续一段时间。

本实施例的轮椅是对天津市夏博科技有限公司生产的电动轮椅进行改装的，其采用前被动轮加后（左右两个）驱动轮的形式，由操纵杆向前、后、左、右四个方向的推动来控制轮椅的运动。轮椅操纵杆六条输出线（红线为 5V 供电，黑线为地线，蓝、绿、黄、橙线电压分别为 1.7V 到 3.3V）输出的是六个 0 到 5V 的电压信号，通过它们之间不同组合出现的电压差对轮椅两个驱动轮的前后运动进行控制，实现轮椅四个方向的运动。

经信号采集卡 A/D 转换后的 EEG 信号在计算机软件 Labview 平台上完成对脑电信号的后续处理。

如图 7 所示，本发明的用于基于脑—机接口的智能轮椅控制系统的脑电信号处理方法，包括有如下步骤：

(1) 由信号采集卡差动输入脑电信号；

(2) 对脑电信号进行滤波；所述的对脑电信号进行滤波，是经 8~13Hz 的带通滤波保留 α 波的主成分。

(3) 对滤波后的脑电信号再经 10ms 的 RMS 平滑算法后信号分为两路；所述的 RMS 是指均方根，英文缩写为 root mean square，也就是有效值，就是一组统计数据的平方

的平均值的平方根。统计学计算公式：
$$\sqrt{\frac{X_1^2 + X_2^2 + X_3^2 + \dots + X_n^2}{n}}$$

(4) 分两路：一路经 400~500ms 的平均，进入主控制通道，并判断是否超过门限电压，若没超过继续进行 400~500ms 的平均算法，超过则进入主控制通道，并进入下一步；另一路经 50ms 的平均算法，进入辅助控制通道后进入下一步；

(5) 判断主通道信号是否是 α 波控制信号，是则输出该信号给轮椅上的接口电路用以控制轮椅运动并产生一个提示音给受试者，否则继续分两路进行两路的平均。

对 8 名受试者进行了两种实验：①方向控制测试—安静环境下，受试者由面板循环灯指示状态利用 α 波阻断现象产生控制信号实现轮椅行驶方向（如前进、后退、左拐、右拐等）的控制；②轮椅行进测试—受试者由面板指示状态利用 α 波阻断现象产生控制信号实现轮椅按预定路线行驶。实验数据如表 1 所示。实验①中：闭眼后没有触发开关，记为错误 I；听到提示音睁眼后又触发了一次方向，记为错误 II；没有闭眼的时候就触

发了轮椅，记为错误III；实际触发的时间超过了循环灯闪烁时间导致下一个选项被选中，记为错误IV。实验②中：

第 i 类错误是由信号采集时伪负电位（受试者安静闭目产生控制信号时，却不能正常触发系统）造成的；第 ii 类错误是伪正电位（受试者没有安静闭目产生控制信号时，由于其它干扰而引起超过阈值电位有输入正电压触发整个系统）的表现。对实验①和②的成功率和错误率做了统计，从中发现 8 位受试者都有着较高的成功率，但他们之间仍存在差别，其中前 2 位受试者成功率高于后 6 位受试者的成功率。这是因为前者经过了多次的训练，而后者训练的次数与时间均要少于前者，由此也证明了一定手段的训练能够帮助受试者增强其睁、闭眼时 α 波的幅度差异和缩短触发开关选择操作时间。实验中发现：在要求受试者闭眼后集中精力想象某一按键操作时可以加快触发选择操作，这可以帮助提高整个实验的效率。

表 1 BCI 轮椅遥控操作实验成功率和错误率统计

受试者	实验①（方向控制测试）				实验②（路线 1、2 均值）			
	成功率	错误 I 概率	错误 II 概率	错误 III 概率	错误 IV 概率	第 i 类错误率	第 ii 类错误率	相对误差
Zx	93.7%	0	0	0	6.3%	0	8.3%	0.14
Sw	87.5%	0	6.3%	0	6.3%	0	12.5%	0.25
Ljz	75.0%	0	6.3%	6.3%	12.5%	0	25.0%	0.50
Lyw	81.2%	6.3%	0	0	12.5%	0	20.8%	0.42
Lxx	81.2%	6.3%	6.3%	6.3%	0	4.2%	20.8%	0.46
Zyw	75.0%	0	12.5%	6.3%	6.3%	0	29.2%	0.58
Yr	75.0%	0	12.5%	0	12.5%	4.2%	16.7%	0.38
Lsc	81.2%	0	6.3%	6.3%	6.3%	0	33.3%	0.66
平均值	81.3%	1.6%	6.3%	3.1%	7.8%	1.1%	20.8%	0.43

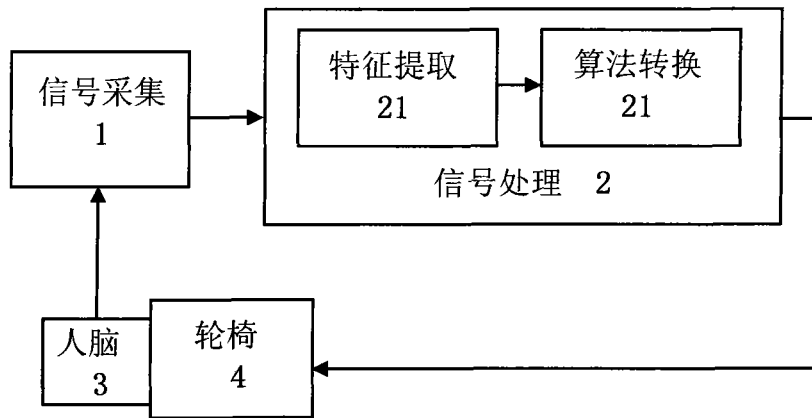


图 1

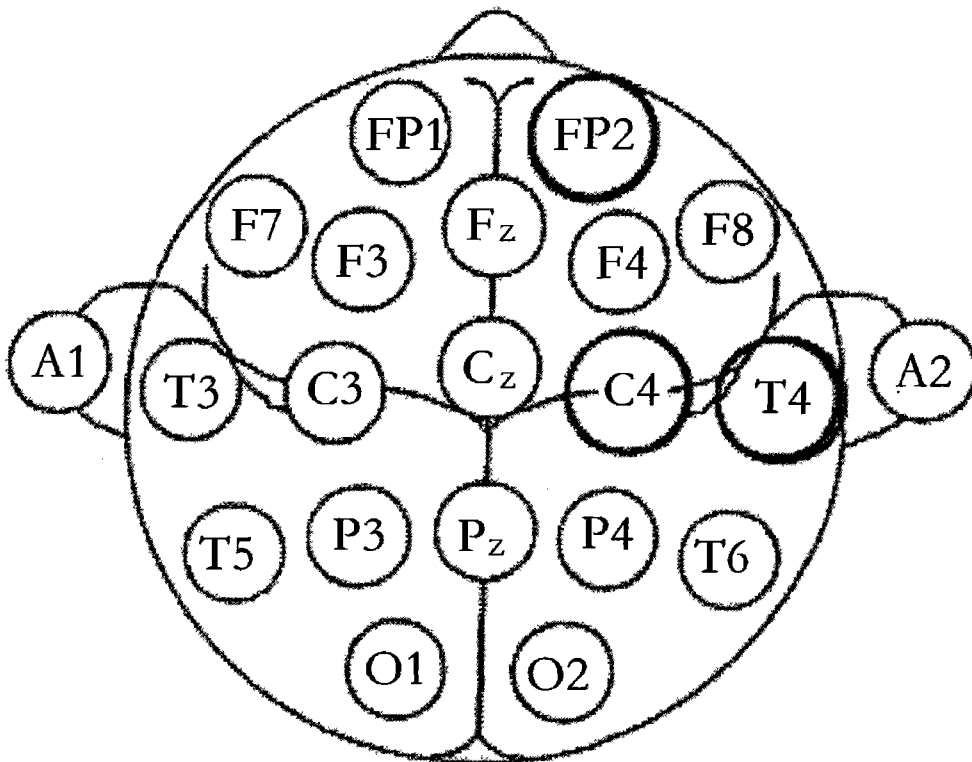


图 2

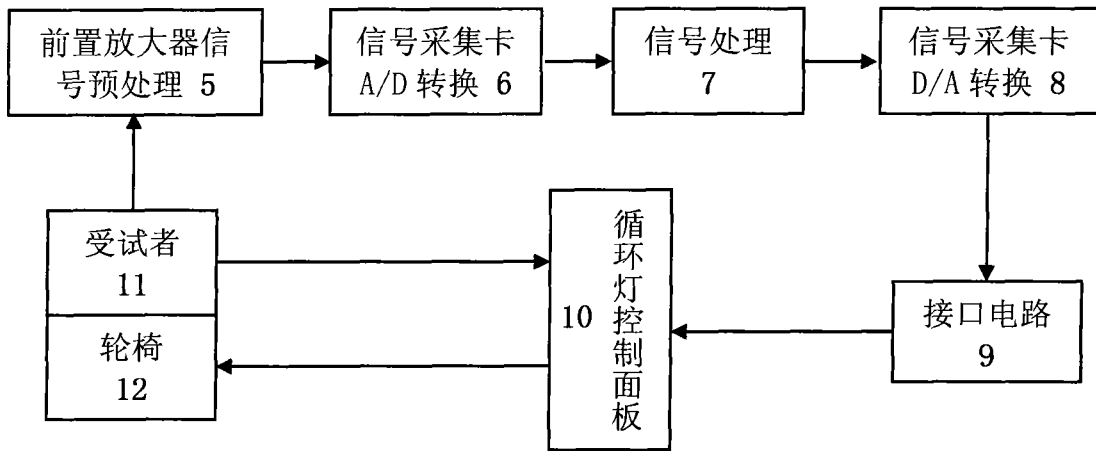


图 3

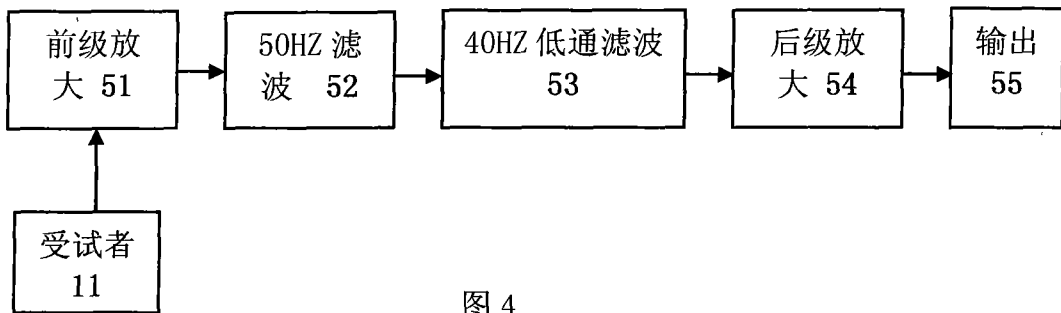


图 4

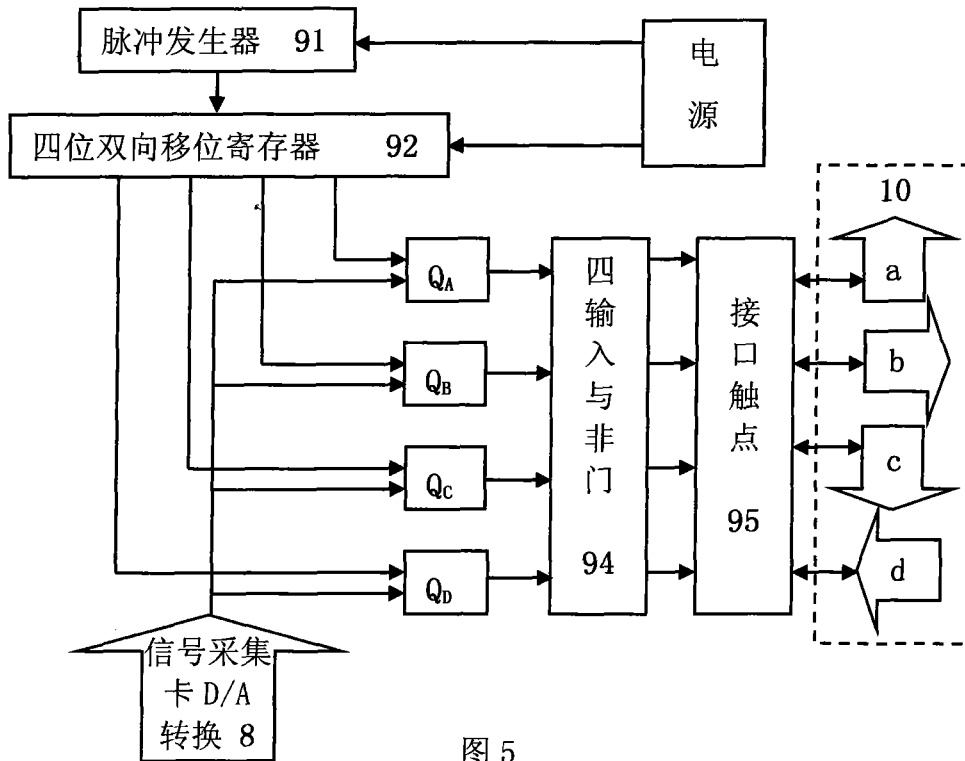


图 5

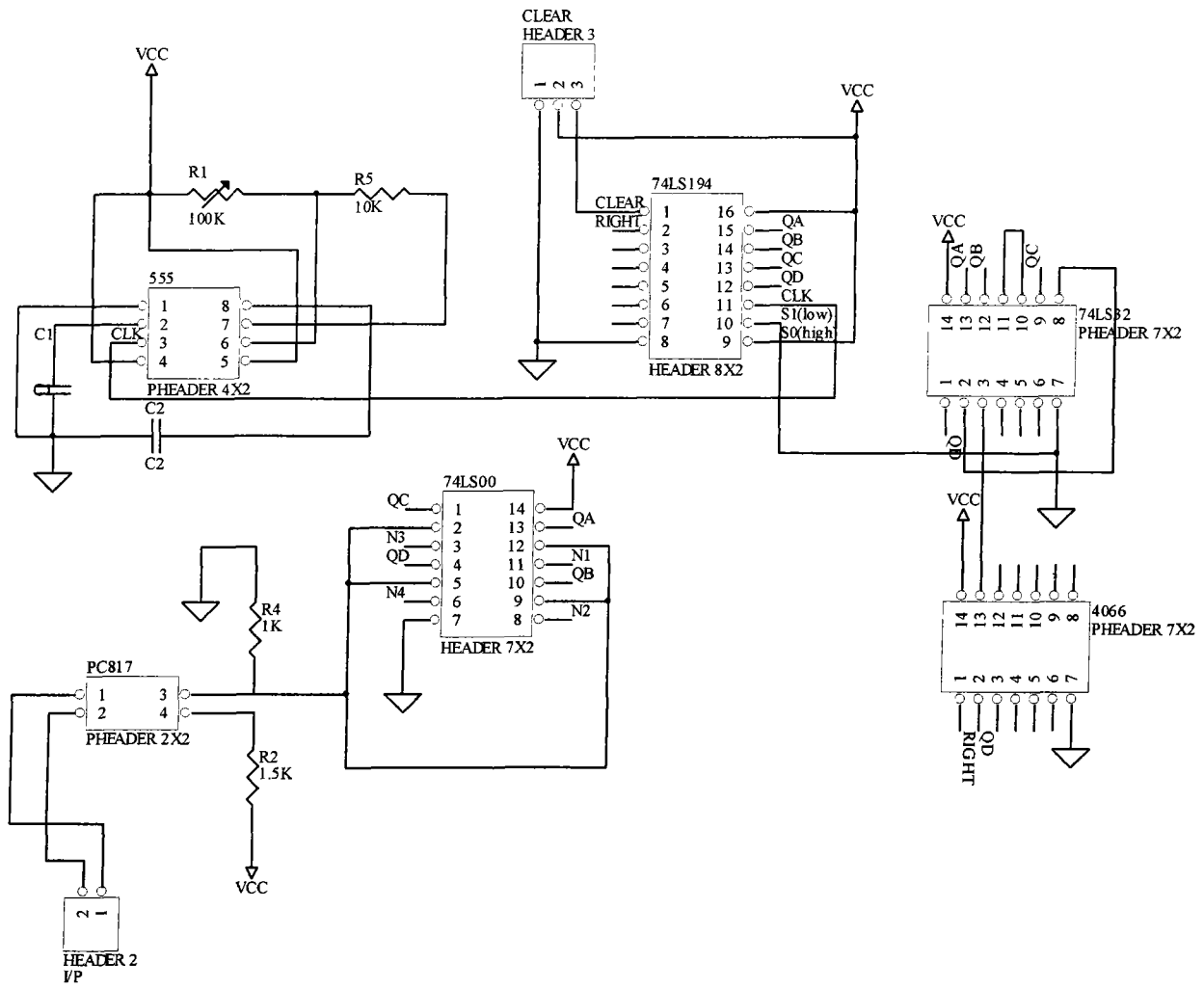


图 6

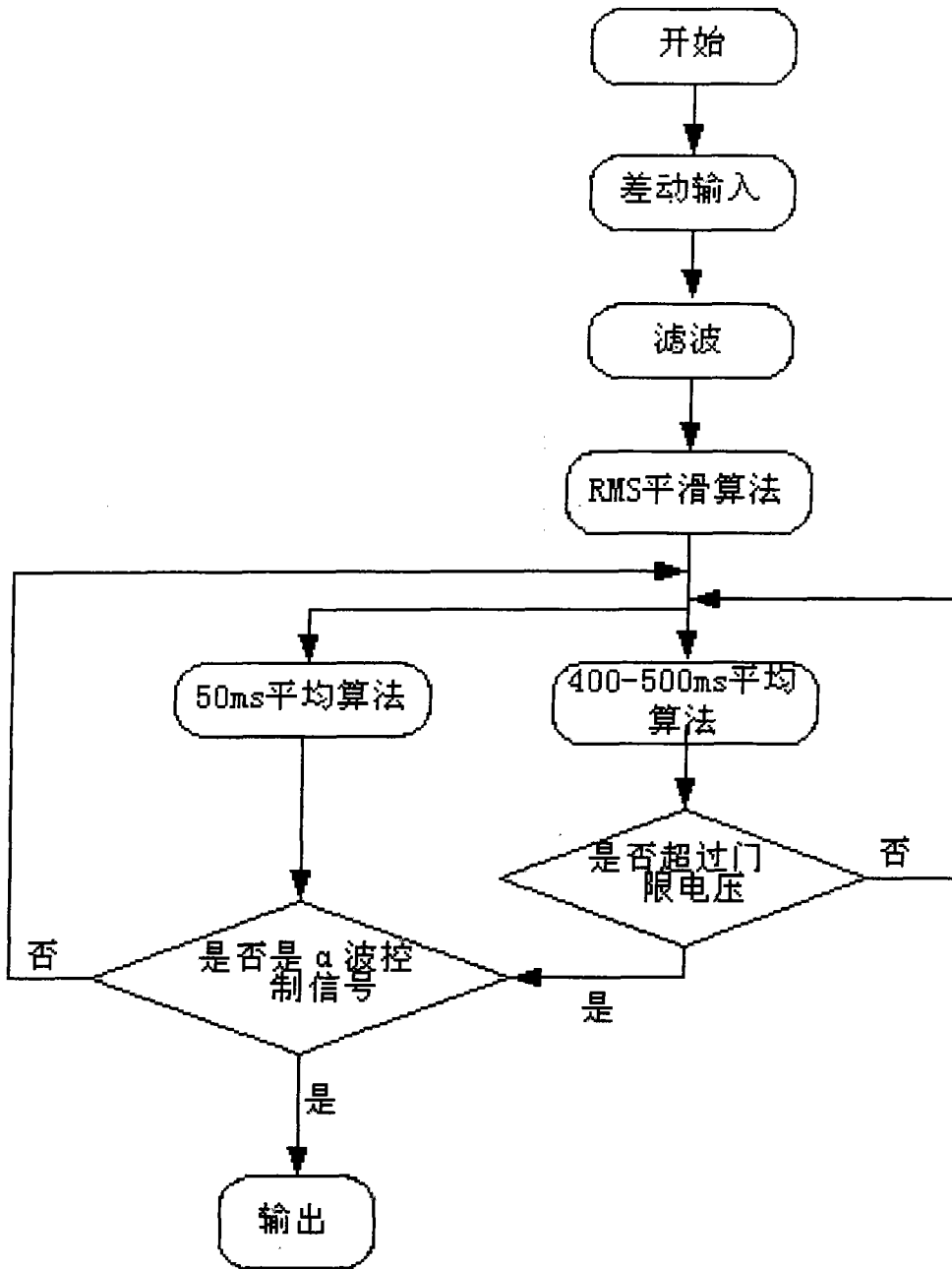


图 7