

基于脑电信号识别采集的假肢控制系统

刘芳¹ 张臻²

(1 河南职工医学院基础医学部 河南 郑州 451191; 2 郑州航空工业管理学院机电工程系 河南 郑州 450015)

摘要:本文介绍了脑电信号(EEG)的模式识别和步骤,分析了 EEG 采集领域的发展和医学原理。通过研究脑电信号和假肢运动的联系,总结脑电控制假肢的可行性结论。设计出从头皮电极到模/数转换器的基于脑电信号识别采集的假肢控制系统,能够满足脑电假肢的各种要求。

关键词:脑电信号;识别;采集;假肢

中图分类号:R318.04 **文献标识码:**B

The Prosthetic Controlled System Based on EEG's Recognition and Acquisition

LIU Fang¹, ZHANG Zhen²

(1 Department of Foundation Medical, Henan Medical College for Staff and Workers, Zhengzhou 451191, China)

2 Department of Mechanical and Electrical Engineering, Zhengzhou Institute of Aeronautical Industry Management, Zhengzhou 450015, China)

ABSTRACT: This paper introduces the model and steps of recognition of electroencephalograph(EEG), analysis the development and medical method about the acquisition of EEG. The relations between EEG and prosthetic action are analyzed and gained the feasibility of prosthetic controlled by EEG. In order to obtain EEG information, integrated the Prosthetic controlled System based on the recognition and acquisition of EEG from scalp electrode to ADC, and it can be take everywhere satisfying the demand.

Key Words: Electroencephalograph; Recognition; Acquisition; Prosthetic

1 引言

人体在接受来自不同器官的不同刺激时,大脑的特殊部位会形成特殊的反应,各部位的脑电信号则体现出不同的特征,我们可以通过不同部位的特征对人体所受到的刺激类型进行分类识别。脑电信号(Electroencephalograph,简称 EEG)处理的目的是为了从复杂的背景噪声中提取出隐含或微弱的脑电特征。因为临床实践表明,脑电信号中包含了大量生理与疾病信息,通过对脑电信号的处理,不仅可以为医生提供临床诊断依据,而且可以为某些脑疾病提供有效的治疗手段,同时也常应用于假肢控制和脑认知科学方面的研究^[1]。

2 EEG 的模式识别及过程

2.1 EEG 的特点与识别

脑电信号用于记录大脑活动时的电波变化,可以通过测量发生在细胞外的大脑皮质的电流变化得到,它是由细胞群之间的电位差形成的。脑电信号具有以下几个特点:背景噪声强、信号幅度微弱,非平稳性和随机性都很强,且具有非线性。脑电信

号一般都是用多电极测得的多导信号,在各导联信号之间常存在着非常重要的信息。

针对脑电信号的上述特点,人们提出了多种脑电信号分析方法,其中模式识别是实用方法。模式识别研究的目的是构造自动处理某些信息的机器系统,以代替人来完成分类和辨识的任务。它所研究的理论和方法在很多科学和技术领域中得到广泛的重视,特别是近几年来它在医学图象的分析和信号识别方面的作用被研究者所认识,它在医疗图象分析、心电图分析、脑电图分析、癌细胞的识别以及远程医疗信息系统和生物信息学中的应用,已经成为生物医学工程中的一个重要分支。这将非常有助于人们对脑电活动机理取得进一步认识,尤其对新型的具有更高性能的脑电分析仪的开发与研制,脑电医疗数据的大规模存储等将具有较大的应用价值。

2.2 模式识别的步骤

对于脑电信号的分析和研究,实际上可以使用模式识别方法来进行。一般的模式识别过程主要包括以下几个方面:信息获取,预处理,特征提取和分类决策(识别)四个部分。(1)信息获取:脑电信号的数据采集过程可以看作是信息获取的过程,它通过安放在头部的电极来记录。每一个电极对应一个通道,每次实验的数据均是通道所记录。(2)预处理:消除噪声信号,强化有用的信息,并对输入测量一起或其它因素造成的退化现

作者简介:刘芳(1976~),女,河南郑州人,硕士,讲师,

主要从事生理学、生物物理学方面的教学与科研工作。

张臻(1978~),男,河南郑州人,硕士,讲师,

主要从事电子技术、信号系统方面的教学与科研工作。

(收稿日期:2006-08-18 接受日期:2006-10-26)

象进行复原,还要对获取的信号进行预处理。预处理主要包括利用一些数学信号处理方法如样条均值、相关处理、多维统计等降低噪声、提高信噪比,目的是把脑电信号与噪声分离出来。(3)特征提取和选择:通过映射或变换的方法,把模式空间的高维特征变成特征空间的低维特征,称为特征提取。它是对原始数据进行变换,得到最能反映分类本质的特征,目前特征提取方法中较为先进的是采用灰色系统理论建立灰色模型。(4)分类决策与识别:分类是在特征空间中用统计等方法把被识别的对象归为某一类别,基本做法是在样本训练基础上确定某个判决规则,使按这种判决规则对被识别的对象进行分类所造成的错误识别率最小或引起的损失最小。实践中常采用贝叶斯、神经网络和支持向量机等方法。利用脑电信号实测数据建立三个以上的分类器,对其分类结果进行比较和实现分类决策融合,最终得出识别结果^[9]。脑电信号采集如图1所示。

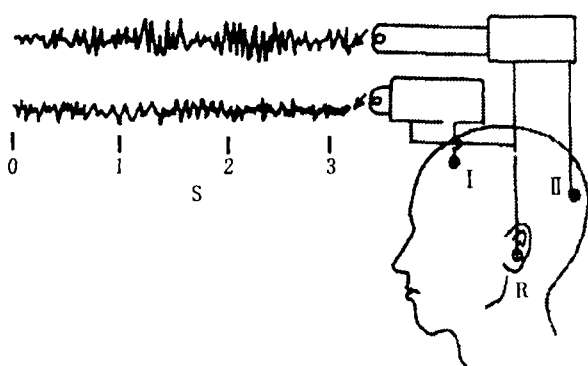


图1 脑电信号采集图

Fig.1 Diagram of EEG's acquisition

3 EEG 的采集原理分析

3.1 EEG 采集的现状与问题

长期以来,脑电图主要用于临床神经诊断和认知生理心理学研究,随着信号采集和处理技术的进步,脑电信号已经被用于康复领域,进而用脑电信号控制假肢的运动也成为现实。美国、日本近些年来研究都集中在 EEG、视觉运动、姿态和语言的人机接口技术方面,建立人脑与计算机的直接接口(Brain-Computer Interface, BCI),并已经用于简单的开关控制^[9]。

在脑电信号控制假肢研究中,发现作为脑电假肢系统最前端的脑电信号调理电路从根本上左右了整个系统的性能,是系统成败的关键。然而,由于人体脑电信号本身、被测对象以及环境等因素的特殊性,脑电信号放大和采集的实现仍是一个难题。为了用脑电信号控制假手,必须要能准确而稳定的获得脑电信号。而实现脑电信号放大的主要困难在于高增益放大的同时去除各种干扰。国内外许多生物医学工作者对脑电信号的检测进行研究得到了许多宝贵的经验和有益的结论。日前,有许多脑电放大器可供参考,但对于脑电假肢系统来说其性能还是不够的。由于从头皮电极传递的 EEG 信号非常微弱,一般在

μV 数量级,而且信号常夹杂在肌电等各种共模噪声之中,所以对前置放大器的要求比一般放大电路要求高。其输入级应具有如下特性:低输入噪声($\leq 3 \mu V$,峰-峰值)、高增益($0.5 \times 10^3 \sim 10 \times 10^4$)、高共模抑制比($KCMR \geq 75dB$)、低漂移和高输入阻抗($\geq 10M\Omega$)还有低频交流耦合作(1Hz 或更低)等。针对这一情况本文作者设计了一种低噪声、漂移小、共模抑制比高的小型、稳定的脑电信号放大采集电路,拟应用于脑电信号假肢的前端^[9]。

3.2 EEG 运用的医学原理

EEG 是由皮层内大量神经元突触后电位同步总和所形成的,是许多神经元共同活动的结果。经脑电图仪检测到的头皮表面的信号范围为 $1 \sim 100 \mu V$,频率范围为 $0.5 \sim 100Hz$,皮质电位约为 $1mV$ 。依据脑电图仪与临床生理学会国际联盟的标准,通常把脑电波按照频率的不同进行分类,以表示各种成分,如: δ 波、 θ 波、 α 波和 β 波等。其中, $0.5 \sim 3Hz$ 为 δ 波, $4 \sim 7Hz$ 为 θ 波, $8 \sim 12Hz$ 为 α 波, $16 \sim 30Hz$ 为 β 波^[9]。

实验证明:不同的个体在不同身体状况下产生具有一定特征的波形,如人在激动兴奋时产生频率较高的 β 波和悠闲状态产生 α 波。对脑电信号的分析可知,当人体处于不同运动状态时,脑电信号的波形也产生相应的变化,如当抬起手臂时,在 EEG 频谱图大约 $10Hz$ 处的峰值明显增加,即出现棘波。这种变化虽然是复杂的,但提供了大脑对人体四肢运动控制的信息。因此,随着对脑电信号采集和处理技术的发展,有理由相信,脑电信号控制假肢的可行性。图2为正常人脑电信号频谱图。

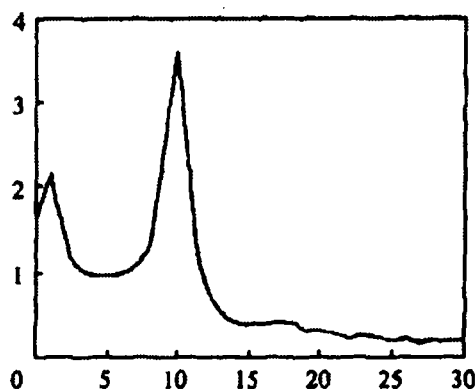


图2 正常人脑电信号频谱图^[9]

Fig.2 EEG's frequency spectrum of health human

为采集到准确的脑电信号,设计了如图所示的信号采集系统结构。脑电信号由头皮电极按国际联盟 10-20 脑波电极配置标准安放,经屏蔽电缆进入信号调理电路。另外,使用医疗上常用的腿部驱动电路,即用一个银电极引入右腿肌电信号,使其加在前置级放大电路的调整电阻输入端,来增加电路的抗干扰能力。

4 EEG 采集电路的实现

EEG 信号采集系统结构如图 3 所示,此电路采用高精密度仪表放大器作为前置放大器。在调理电路中,先经过仪表放大器对来自头皮电极的脑电信号进行前置级放大,然后,对放大过的信号进行工频陷波和后级放大调整低通滤波及补偿后进入计算机系统。

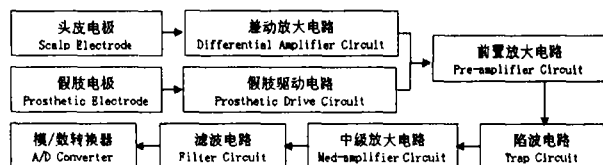


图 3 脑电信号采集结构图

Fig.3 Structure diagram of EEG's acquisition system

4.1 前置放大电路

脑电信号前置级放大电路可以从根本上影响采集系统的性能,因此对前置级放大电路的设计要缜密进行。通常情况下,集成化仪器放大器具有很高的共模抑制比和输入阻抗,故在传统的电路设计中,都是把集成化仪器放大器作为前置放大器。但是绝大多数的集成化仪器放大器,特别是集成化仪器放大器,它们的共模抑制比与增益成正比^[9]。增益越高,共模抑制比越大。而集成化仪器放大器作为生物电前置放大器时,由于极化电压的存在,前置放大器的增益只能在几十倍以内,这就使得集成化仪器放大器作为前置放大器时的共模抑制比不可能很高。

解决这组矛盾的方法是采用低噪声、低漂移的精密仪表放大器作为主放大器,前级采用双运放组成并联型差动放大器。因为在运算放大器为理想的情况下,并联型差动放大器的输入阻抗为无穷大,共模抑制比也为无穷大,而并联型差动放大器的共模抑制比与电路的外围电阻的精度和阻值无关。所以将阻容耦合电路放在由并联型差动放大器构成的前级放大器和由仪器放大器构成的后级放大器之间,可以为后级仪器放大器提高增益,进而为提高电路的共模抑制比提供了条件。同时,由于前置放大器的输出阻抗很低,并且采用右腿驱动技术,所以避免了阻容耦合电路中的阻容元件参数不对称导致的共模干扰转换成差模干扰的情况发生。按此方法设计的放大电路在 3 Hz 时的 KCMR 达 130dB 以上。

4.2 中级放大与滤波电路

由前置电路放大后的脑电信号,经陷波电路滤除 50 Hz 工频干扰后进入中级放大电路。采用连续时间集成滤波器进行低通滤波,最后进行适当的相位补偿和参考电位变换后把信号传递给 A/D 转换器进入计算机系统作进一步的处理,如数字滤波和频谱变换等,直到获知脑电信号的对肢体的运动信息。考虑到电路设计的复杂性,可适当增大滤波截止频率到 200Hz 左右,如此设计可使外围元件数量减少,参数值小,从而减少由于大电阻带来的噪声^[10]。

4.3 控制系统性能分析

在添加合适的补偿和电源电路后,用信号发生器给予电路一个小的正弦激励信号,其典型频率设置为 35Hz、幅值为 50 μ V(峰-峰值)。通过对输出响应波形图的分析可得,微弱信号经放大后基本上保持了原信号的波形,虽然响应信号夹杂着一定的噪声,但可以通过信号处理方法来获得更准确的信号原型,从而可以从微弱的复杂脑电信号中获得有关脑活动的一定的信息来控制假肢的运动。

经过对各部分电路的测量和波形分析可知,在低频(< 20 Hz)范围内相位失真小,而在高频(≥ 20 Hz)范围相位失真较大,并且有相位误差积累。但对所设计的假肢控制系统来说,能较好地满足设计要求。利用所设计的放大电路,按照 10-20 脑波电极配置标准的安放方法,在精密电子显示仪上得到前额和枕页附近头皮脑电的波形,较好地实现了脑电信号的采集^[17,18]。

5 展望

在当今世界的科学研究领域,将两个以上学科知识相融合的边缘学科已经成为学术发展最迅速、成果获得最丰富的方向之一。本文通过将医学原理中的脑电信号与电学中的信号识别采集方法相结合,得到了基于脑电信号识别采集的假肢控制系统。该系统共模抑制比高,电路噪声小,电路使用元器件数量少、体积小、工作可靠性强,有利于安放在脑电假肢中。

相信随着医学、电学等学科不断发展,该系统的集成度和准确性将不断提高,可以确信会有专用的脑电信号识别采集芯片出现,可以在单芯片上提供从脑电极到模/数转换器的完整解决方案,为脑电信号控制假肢技术提供更加强大支持,使残障人士得到更加自如的生活。

参考文献

- [1] 姜波,朱林剑,孙守林,等.脑电信号控制上肢假肢的研究现状[J].中国康复医学杂志,2005,(3):216-217
- [2] 白树林,谢松云,张玉梅,等.基于灰色系统理论的脑电特征提取[J].贵州工业大学学报,2005,(6):55-59
- [3] 程明,任宇鹏,高小榕,等.脑电信号控制康复机器人的关键技术[J].机器人技术与应用,2003,(4)45-48
- [4] 尧德中.脑功能探测的电学理论与方法[M].北京:科学出版社,2003:1-14
- [5] 陈永华,朱林剑,包海涛,等.一种新型脑电信号的采集方法与应用[J].传感器与微技术,2006,(3):81-83
- [6] 康华光.电子技术基础(模拟部分)[M].北京:高等教育出版社,2004:1-10
- [7] 刘海龙,王珏.基于脑电信号的意识信息提取与表达脑-机接口[J].中国康复理论与实践,2005,(3):180-181
- [8] 许涛,朱林剑,包海涛.基于思维脑电信号的假手的研究[J].现代生物医学进展,2006,6(10):55-56