

可穿戴式无线肌电仪应用于科学健身的研发设计初探

石磊*, 梁辰雨, 李宝成, 张斌南

西安交通大学体育中心, 陕西 西安

收稿日期: 2022年7月24日; 录用日期: 2022年8月24日; 发布日期: 2022年8月30日

摘要

表面肌电(sEMG)技术可实时反映肌肉活动的状态水平, 无线传感器网络(WSN)具有功耗低、体积小、组网快等优点。无线肌电技术在运动训练领域已取得成果, 但在大众健身领域少见研究。可穿戴式无线肌电仪能够规避以往有线仪器的缺陷, 将sEMG与WSN技术应用于科学健身从而为大众提供更为及时有效的运动监控服务。该文章通过对肌电信号采集系统与无线传输系统的分析研究, 为申报专利产品(可穿戴式无线肌电仪)提供理论基础。

关键词

可穿戴式, 无线肌电仪, 研发设计, 科学健身

Research and Design of Wearable Wireless Electromyography for Scientific Fitness

Lei Shi*, Chenyu Liang, Baocheng Li, Binnan Zhang

Sports Center of Xi'an Jiaotong University, Xi'an Shaanxi

Received: Jul. 24th, 2022; accepted: Aug. 24th, 2022; published: Aug. 30th, 2022

Abstract

Surface electromyography (sEMG) technology can reflect the state of muscle activity in real time. Wireless sensor network (WSN) has the advantages of low power consumption, small size, and fast networking. Wireless myoelectric technology has achieved results in the field of sports training, but there is little research in the field of mass fitness. Wearable wireless EMG can avoid the defects

*通讯作者。

of previous wired instruments, and apply sEMG and WSN technology to scientific fitness to provide more timely and effective exercise monitoring services for the public. This article provides a theoretical basis for applying for a patented product (wearable wireless EMG) through the analysis and research of the EMG signal acquisition system and wireless transmission system.

Keywords

Wearable, Wireless EMG, R & D and Design, Scientific Fitness

Copyright © 2022 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

表面肌电(sEMG)技术可以实时地反映机体在健身过程中肌肉活动的状态和水平,对肌肉的力量、发力顺序、工作时间、各肌群做功比例、运动性疲劳等指标做出及时的检测与评价,且在监控过程中不出现损伤[1]。无线传感器网络(Wireless Sensor Network, WSN)无需特定的网络基础,具有功耗低、体积小、组网快等优点,在运动训练以及医学等领域已然是当今国内外研究的热点。目前 sEMG 与 WSN 技术在运动训练领域已经得到一定范围的应用并形成了某些成果,但是其在健身领域的实施实践以及较为少见。因此,我们预期设计一种新型的可穿戴式无线肌电健身监控仪器,通过对人体运动时表面肌电的变化特征以及对仪器进行的应用测评,目的是把先进的 sEMG 与 WSN 技术应用于大众健身,规避以往有线肌电健身监控仪器导线易缠绕、距离短、易断等缺点,从而为科学健身的实施过程提供更为及时有效的监控服务。该文章通过对肌电信号采集系统与无线传输系统两部分内容的分析研究,旨在为我们今后申报专利(可穿戴式无线肌电仪)提供必要的理论基础与铺垫。

2. 可穿戴式无线肌电仪的肌电信号采集系统

在设计基于无线网络的穿戴式无线肌电仪之前,首先要分析 sEMG 信号的发生机理,要对细胞生物电的原理以及肌电信号的产生背景进行探讨;其次还需要理解 SEMG 信号的性能特征以及在采集的过程如何更好地滤除噪声干扰,利于我们更好地设计肌电信号的测量系统。

2.1. 表面肌电信号的产生机理与特征

运动单元是神经肌肉系统的基础控制结构,可以被中枢随意激活。肌电信号从生物机理上来讲,是由诸多参与动作的运动单元组合所产生的动作电位总和。人体肌肉的运动受高级中枢支配,中枢发出信号后,兴奋向下级传递。在源于突触的刺激之下,运动神经元树突和胞体产生电位变化,即动作电位(或称电脉冲),其沿着轴突传导至终板,刺激神经-肌肉接头释放神经递质乙酰胆碱(Ach),Ach增加了细胞膜对某些离子的通透性,促进细胞膜去极化过程从而产生终板电位。所产生的动作电位沿着肌纤维而传播,引发肌冲动,随之产生肌肉收缩,同时在软组织中形成电流场,因此正在工作的肌肉就是产生肌电信号的源泉。此时,在参与人体运动的肌肉表面粘贴体表电极,便可以采集到相关肌群的电信号。

sEMG 是一种稳定性较差而随机性较强的信号,而且其参数受多方面因素的影响并与每个人的身体状况相关:1) 微弱性。由于肌电信号是从人体皮肤表面提取的,一般只有 0~5 mV,肌肉收缩的情况下一般是 60~300 μ V,舒张时一般为 20~30 μ V;2) 交变性。sEMG 的幅值与产生的张力基本成正比(交流电

压), 其不同力量的骨骼肌运动时所产生的肌电信号的幅值也不尽相同; 3) 对称性。实验发现, 将采集到的肌电信号经计算(算术相加再除以总采样点数)显示, 其算术平均值总是趋向零, 这是因为肌电信号是由很多正弦波叠加而成; 4) 低频性。sEMG 的频谱范围在 0~1000 Hz (低频信号), 虽然频谱主要分布于 20~500 Hz 之间, 但是主要能量(80%左右)还是集中在 200 Hz 以下。基于这些原理, 我们就可以进一步分析基于无线网络的肌电测量系统的干扰源分析, 以及如何满足设计要求, 达到较好的测量和采集的效果。

2.2. 可穿戴式无线肌电仪的设计总体要求

正确有效地采集表面肌电信号, 是进行下一步信号分析研究的前提。根据 sEMG 信号的产生原理和特性, 肌电测量系统应该满足如下要求: 1) 考虑到肌电信号的微弱性, 要求系统应对微弱的信号具有较好的拾取能力, 即合适地选取表面电极; 2) 肌电测量系统处于各种干扰与噪声的环境中, 所以测量系统应该具有屏蔽干扰、滤除噪声以及筛选有用信号的能力; 3) 因为信号属于微弱信号, 故要求系统应该可以改变放大增益, 根据采集的肌肉部位不同而调节相应的放大倍数, 同时应具备多通道采集的能力; 4) 系统应可以采集多种不同的信号, 可以同时应用不同的数据处理办法对肌电信号进行统计分析; 5) 系统应具备实时的较强的交互能力和信号显示能力; 6) 系统应具有强通用性、扩展性和重复性, 接口设计应方便使用以便今后的扩展。

2.2.1. 干扰源分析、前处理电路与前置放大电路设计

sEMG 极其微弱, 数量级在 $\mu\text{V}\sim\text{mV}$ 之间, 故噪声对它的影响相当大。采集信号过程中不可避免某些固有的噪声和干扰(如仪器与电源干扰), 这些噪声往往因为超出有效信号几个数量等级而常常会将有效信号淹没。因此, 在设计肌电测量系统时, 正确的排除干扰去除噪声, 是整个测量系统的关键。我们对干扰源的分析, 可以了解干扰源的特点, 从而为肌电测量系统的设计打好基础。在采集肌电信号的过程中存有的干扰主要有: 背景噪声、工频干扰、高频噪声、刺激伪迹、其他生物电信号等。肌电信号测量系统的前处理主要有: 前置放大电路、陷波电路、滤波电路、电平抬升电路、二级放大电路、AD 转换电路等。在选取电极方面, 首先应该考虑电极的这些因素: 机械强度、电化学稳定性、对人体的危害性等几个方面。其次, 由于人的皮肤属于不良导体, 皮下却属于良导体, 怎样配置放大器的输入阻抗, 使得输入信号尽量少的被削弱又不会影响采集系统抗电气干扰的能力, 就显得尤为重要。再次, 皮肤和电极之间会形成一个接触电阻, 在肌电采集的过程中, 非常小的位移即会引起很大的噪声(甚至为几百毫伏的电平, 远高于肌电信号的正常值), 因此应该保证接触电阻的稳定。最后, 肌电信号的强度和距离成反比, 选取一个合适的采集部位(例如腹肌)会减少临近肌群的串音干扰。在放置电极方面的注意问题有: 1) 所采用的电极为三点差动, 两个为肌电信号的差分输入端, 另外一个参考地, 三个电极之间的距离要尽可能地相等; 2) 使用酒精擦拭测量的表皮位置, 之后涂抹少量导电膏并擦拭均匀, 尽可能地减小接触阻抗; 3) 电极要贴在肌肉纤维的肌腹处, 此处的信号电平最高, 便于采集。在设计前置放大电路方面的注意问题有: a) 放大器的增益要求为高倍而可调(100~1000 倍); b) 共模抑制比要大; c) 输入阻抗要大。并联差动三运放仪表放大器拥有肌电仪所要求的放大倍数高、可调、高共模抑制比、高阻抗、低功耗等优点, 因此在医学生理信号的应用中日益广泛。肌电信号需要的多级放大不适宜采用多级耦合的放大器, 这是因为多级耦合的放大器虽然能满足课题要求却容易造成基线漂移, 无法有效地滤除噪声。

2.2.2. 滤波、工频陷波、二级放大与电平抬升电路

在 sEMG 采集过程中, 外部环境的多种高频噪声(如无线电通讯设备或其它电台等)会混入其中, 从而对 sEMG 低频信号的测量造成干扰。高性能滤波器(高通、低通、工频陷波器)的选择是可穿戴式无线肌电仪的设计关键点, 这些滤波器的主控运放主要应用的是低噪声的双运算放大器, 可以尽可能地减少

对 500 Hz 处信号的影响, 尽最大可能地还原真实的肌电信号。提高系统抗工频干扰的能力是整个测量系统设计中的重要一环, 虽然前置放大电路具备高输入阻抗与高共模抑制比的特征, 可以较好地抑制共模噪声干扰。但在实际的电路实验中, 由于环境不同、空间辐射、电源系统、受试者身体引入、国家交流电网频率 50 Hz 等因素, 使得引入的 50 Hz 工频干扰的幅度要比有用信号大好几个数量级, 又不能简单地使用陷波器滤除它, 所以如何解决工频干扰的问题是信号有效与否的关键问题[2]。sEMG 的频带范围为 20~500 Hz, 主要频带集中在 50~150 Hz。因此, 在设计工频陷波电路时应该尽力将陷波器的陷波宽度窄而深, 最大程度地滤除 50 Hz 左右的工频噪声。sEMG 经过前置放大电路后信号依然相对薄弱, 应添加一个二级放大电路才能达到可检测与传输的数量级标准。并且由于各个肌肉群的肌电信号强度不同, 应该使得放大倍数可调(拟定选用 MSP430 内部自带的 12 位 AD 转换器), 模拟信号量经过放大处理后可为后期采样奠定基础。

2.2.3. 电源的设计

电源系统拟定采用电池供电, 以达到无线传输的设计初衷。因此, 可穿戴式无线肌电仪必须应用低功耗的元件以及无线传输控制软件。电路中拟定使用的是 TL082 双运算放大器, 其输出设有短路保护与高输入阻抗, 具有低输入偏置电压、偏置电流与高增益的特征, 可单电源和双电源供电。另外, 拟定考虑使用正负 12 V 电源对整个系统进行供电。

2.2.4. 可穿戴式无线肌电仪的佩戴方式、捆绑材料和外观尺寸

佩戴方式: 可穿戴式产品的佩戴方式有两种选择: 粘贴法和绑定法。1) 粘贴法是使用医用胶带直接将设备粘贴在肌肉表面, 优点是位置精准牢固, 然而却存在重大的缺点: 粘贴的松紧度难以把握, 对运动会产生限制作用; 对皮肤的毛发有破坏性的牵拉; 难以重复使用。2) 绑定法是使用固定装置如扣带、魔法贴、绳子捆绑等将振动设备固定在肢体表面。优点是化学作用、弹性好、不伤肤, 缺点是如果捆绑不结实, 准确性会降低。因此, 本研究将采用粘贴法结合捆绑方式进行设备佩戴, 并逐步设计出不同肢体部位的最适宜的固定方式。

捆绑材料: 对于可穿戴设备而言, 产品的材质优化是构建产品服务系统的重要因素。可穿戴式无线肌电仪的穿戴对象是健身群体, 产品需要与穿戴对象的肌肤直接接触, 材料应该具备柔软和抗菌两种特性, 因此本研究中初步拟定以抗菌弹性纤维作为设备捆绑的主要材质。

外观尺寸: 可穿戴式无线肌电仪要传达给用户健康、安宁和希望的感觉, 因此在仪器外观选色上偏重冷色系或低饱和度的暖色系。人机工程学是一门交叉学科, 要将产品的造型与人机工程学相结合, 从而建立人与产品之间和谐的关系, 充分考虑人体尺寸因素, 提高产品使用效率。可穿戴式无线肌电仪的尺寸考虑重点主要有三个: 绑带的长度和可调节范围、屏幕尺寸、按钮(或旋钮)尺寸, 由于监测部位的不同, 产品尺寸会有较大的差异。

3. 可穿戴式无线肌电仪的无线传输系统

此部分内容的研发基于无线传感器网络的结构和特点, 设计可穿戴式无线肌电仪中无线传输的硬件设备, 包括节点的处理器的选型、无线收发模块的选型等, 并设计简单的无线通信和串口通信的流程和程序。

3.1. 无线传感器网络结构和特点

无线传感器网络(WSN)是由诸多静态或移动传感器以多跳或自组织的形式组成的, WSN 能够协作地认知、收集、分析被感知对象的信号, 并持续性地把这些信号传送至网络所有者。WSN 具有无分区、

无基础设施支持、多跳路由、多节点性、无线无组织性等特征，能够实现数据的采集、处理和传输三个主要性能。

3.2. 处理器与无线模块的选型

可穿戴式无线肌电仪的处理器设计拟定选用美国德州仪器(Texas Instruments, TI)生产的超低功耗混合信号微处理器(MSP430)为主控制器，用以控制各个检测节点或汇聚节点。MSP430 系列是 TI 公司主推的 16 位系列单片机产品，具备运算速度快、处理能力强、超低功耗、片内资源丰富等特点，在电池供电的低功耗应用中具有独特的优势，符合可穿戴式无线肌电仪对于信号传输低功耗的要求。可穿戴式无线肌电的无线模块设计拟定选用挪威 Nordic 公司生产的 nRF905 芯片(1.9~3.6 V，包括晶体振荡器、接收调解器、频率合成器、功率放大器与调制器等构件)，其配置方法简单且功耗极低，有利于低功耗的软件实现[3]。

3.3. 模数转换、收发控制与串行口通信

人体 sEMG 的频带主要分布在 20~500 Hz 之间(集中于 50~150 Hz)，采集频率应为肌电信号频率的 2~4 倍(奈奎斯特采样定理)，即将采集频率设定成 1000 Hz 比较合理[4]。由于采样频率比较低，模数转换使用 MSP430 自带的逐次逼近型的 12 位模数转换器已完全可满足本设计的需要。该设计拟定以 MSP430 单片机设置为主机，由单片机控制数据收发，当寄存器 MM 为 1 时为主机模式；当移位寄存器置空时，将发送缓存的数据移入移位寄存器，由高位到低位的发送，同时接收到的数据移入移位寄存器；当移完所有数据位时，将移位寄存器的数据移入接收缓存。由此，一个信号数据的发送和采集过程是基本完整的。现在串行口通信技术已经很普遍，并且有许多类似串口调试助手的程序可用，编写方式也很多，我们可以在串口驱动中编写自己需要的显示方式、存储方式、发送方式等。该设计拟定使用 Microsoft Visual 来完成串口驱动的编写，通过接收节点和 PC 的通讯、数据的传输以及显示等功能。

4. 结语

可穿戴式无线肌电仪是典型的人工智能产品，服务对象是广大的健身人群。该文章试图通过对可穿戴式无线肌电仪的纸面设计与分析，目的是为今后申报专利时提供理论基础，从而规避目前国外仪器兼容性差、国内仪器便携性差的缺陷[5]，最终研发出一种对健身时肌电信号的无线测量产品，用以实现对科学健身的 sEMG 的针对性信号特征进行无线传输和处理。

基金项目

陕西省科技厅重点研发项目(2020GY-223)。

参考文献

- [1] 汪一鸣, 石磊, 胡浩, 等. 表面肌电信号在赛艇运动研究中的应用价值[J]. 体育科学进展, 2019, 7(1): 16-20.
- [2] 周金治, 徐霞, 赵海霞, 等. 基于 MSP430 的嵌入式系统开发与应用[M]. 北京: 化学工业出版社, 2013.
- [3] 张颖, 李松林. 物联网感知技术应用[M]. 南京: 南京大学出版社, 2014.
- [4] 侯永捷. 面向压力评估的多生理信号采集和分析系统设计[D]: [硕士学位论文]. 秦皇岛: 燕山大学, 2015.
- [5] 李宝成, 石磊, 贺智裕, 等. 表面肌电信号在膝关节运动性损伤中的应用价值[J]. 体育科学进展, 2020, 8(1): 1-6. <https://doi.org/10.12677/APS.2020.81001>