

无线多通道表面肌电信号采集系统设计

摘要: 本文设计了一种无线多通道表面肌电信号(surface electromyography, SEMG)采集系统,该系统包括多通道的无线传感器和信号接收部分。传感器可独立的穿戴于人体表面,以线形差分电极获取表面肌电信号,对其进行放大、滤波、A/D变换,并用无线的方式按本文设计的通信协议发送给接收部分。接收部分对各传感器的数据进行整合,并通过USB接口传输给电脑进行存储、显示和处理。每个传感器体积为35mm×20mm×11mm,重量仅13g(含电池),一次充电可工作9个小时,无线通信距离达7.5m,采集到的信号噪声低于-70dB(肌电信号1mV代表0dB)。该设计大大提高了电极安放的便利性,采集设备的便携性与人体的安全性,且避免了工频干扰,能够满足基于表面肌电信号的手势或姿势识别等研究的要求。

1 引言

表面肌电(surface electromyography, SEMG)信号是肌肉电活动在皮肤表面处时间和空间上的综合[1]。不同的动作中肌群收缩产生的表面肌电信号会表现出不同特征,从而可以识别出人的姿势和动作,进而实现人与计算机交互等目的。近年来,SEMG不仅被广泛应用于疾病诊断、康复医学、运动体育等领域,而且作为一种新颖的人机交互输入方式备受关注[2]。文献[3]实现了用手臂表面肌电信号控制机械手。文献[4]实现了利用人体三个部位的表面肌电信号驾驶电动车。

现有的表面肌电采集系统大多使用有线的方式,电极与采集设备和电脑等控制设备相连,由交流电源供电,例如文献[5-6]就是采用了有线的SEMG电极。这种方案易引入电力线的工频干扰[7],此外有线的电极对人体造成束缚,不便于在运动中使用。为使得SEMG采集系统更加便携、易用、电极可穿戴性好,能够安置于全身,满足人体姿势动作识别等应用的需求,本文将传感器设计成独立的模块,体积尽量小,重量尽量轻,使用电池供电,用无线方式传输数据。无线的方案避免了工频干扰,并且将人与交流市电隔离,电气安全性好。同时,本文设计了无线接收电路,针对多通道SEMG信号采集的需要,自定义了一套无线通信协议。此外开发了PC机上的相关程序,实现了多通道信号的存储、波形显示和处理。实验证明,本采集系统具有实时采集、无线传输和存储多通道SEMG的能力,具有微型、便携安全、信号信噪比高等的特点。

2 实现方法

2.1 系统硬件设计

采集系统包括可穿戴于人体表面的多个独立的无线传感器和接收部分。多通道的无线传感器可以按 2.2 节中图 4 所述结构共同工作。为了展示肌电信号采集的完整过程，图 1 给出了一个通道的无线传感器与只包含一个接收端的接收部分原理框图。其中无线传感器用差分电极采集表面肌电信号，之后进行放大、滤波和 A/D 转换，并在单片机的控制下由射频芯片将信号发射出去，电源由电池提供。接收端利用同样的射频芯片将信号接收下来，并用单片机控制整个通信过程按照一定的通信协议有序进行，同时利用单片机自带的 USB 控制器将数据传输至 PC 机，由 PC 机完成信号的存储、波形显示和算法处理。

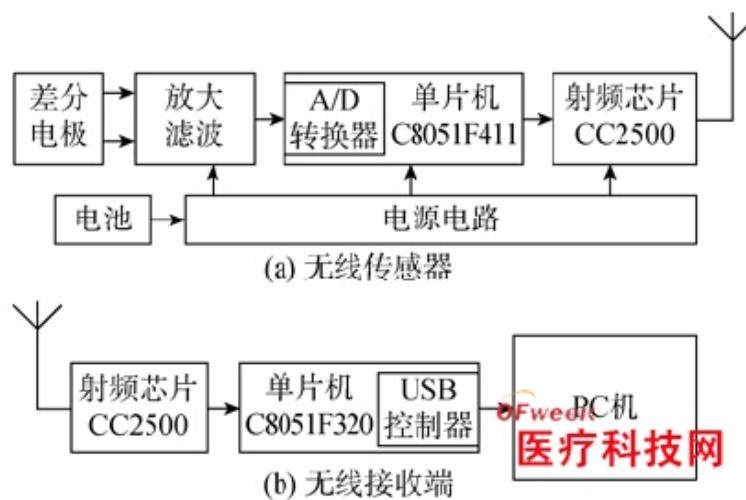


图 1 硬件原理框图

Fig.1 Block diagram of hardware

无线传感器模块在硬件上采用了三层结构，如图 2 所示。下层是信号采集和预处理板，它包括了与人体表面接触的电极、信号的预处理电路以及一个用于 A/D 转换和无线收发控制的单片机；中间集成了一个可充电的锂电池；上层是无线收发电路，集成了射频芯片、天线匹配网络以及一个 PCB 天线。

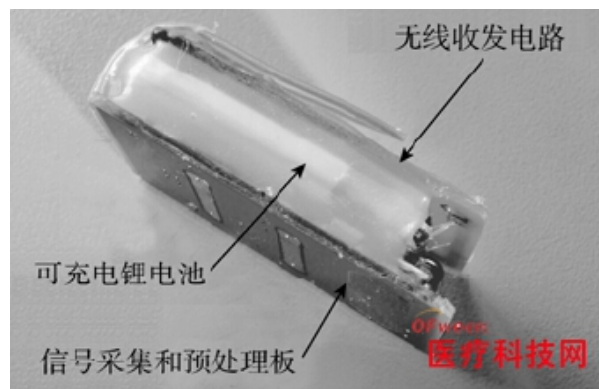


图 2 传感器的三层结构图

Fig.2 Three-layer structure of sensor

在 SEMG 的多个应用领域中，与人体直接接触的电极大多采用差分结构，使用 Ag/AgCl, Ag 和 Au 等材料，电极的间距大多取 10mm 至 30mm[8]。本系

统的无线传感器模块电极部分由两个长条形镀金焊盘构成，两条焊盘长 10mm，宽 2.5mm，间距为 10mm，位于传感器底面，在差分电极旁边是一块面积较大的焊盘将电路地线引出，作为参考电极与皮肤接触，使得采集到的肌电信号电压范围在运算放大器允许的输入范围之内。

在信号预处理方面，考虑到表面肌电信号的特点：幅度很小(几十微伏至数千微伏)，频率范围为 20~1000Hz，且主要能量集中于 50~100Hz 范围内；

易产生运动伪迹，其能量主要集中在 0~20Hz[7]，设计了如图 3 所示的滤波放大电路。信号以差分方式输入，并选择两款高输入阻抗、高 CMRR、低电流噪声的放大器芯片，两个运算放大器与外围元件共同完成了两级共 1000 倍的放大和 20~1000Hz 的带通滤波器。其中前级采用了仪表运放 AD8220，它的电流噪声仅 $1\text{fA}/\sqrt{\text{Hz}}$ ，占用电路板面积小，通过 1.5k 的电阻和 10 μF 的电容来设置该级放大倍数为 34 倍。后级采用运放 OPA364，具有 SOT23-5 封装，在 PCB 板上仅占用 3mm×3mm 大小，适合于传感器的微型化设计。OPA364 和 2 个电容、2 个电阻构成通频带为 20~1000Hz 的切比雪夫 I 型 1 阶带通滤波器，放大倍数约 30 倍。

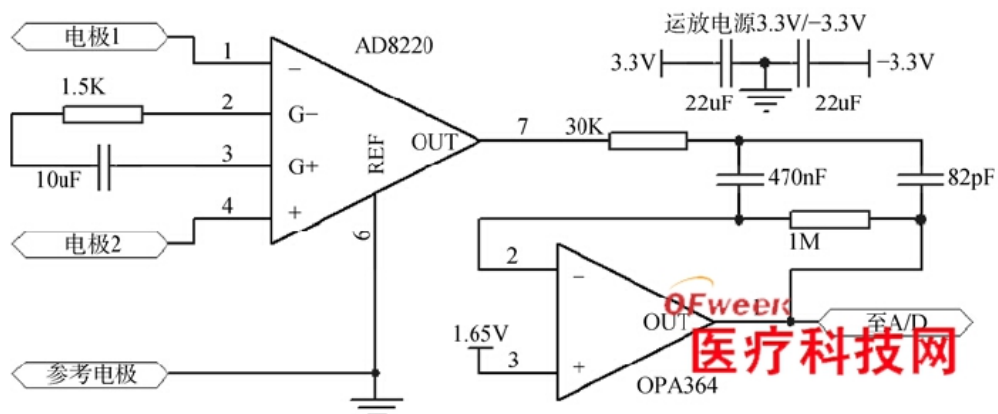


图 3 放大滤波电路原理图

Fig.3 Principle of amplification and filter circuit

从放大滤波电路输出的信号流入单片机的 A/D 转换器，采用了 C8051F411 微控制器，它的资源和速度满足 A/D 转换和无线收发控制的需要，并且具有 28 脚 QFN 封装，有助于减小无线传感器模块的尺寸。C8051F411 单片机同时完成对无线收发芯片的控制，单片机与无线收发芯片之间采用四线 SPI 同步串行传输规范进行通信。无线收发部分采用了 TI 公司的 CC2500 射频芯片，它工作在 2.4GHz，具有体积小，低功耗的优点。此外，2.4GHz 是免许可证频段，天线所需尺寸较小，便于集成在 PCB 板上以节省电路的体积。

无线收发模块的设计需要着重考虑天线的布局以及高频通路的设计。天线的位置和形状会对通信距离及方向性造成影响，可根据应用场合及电路板所允许空间作出选择。在电路版图设计时要注意将 CC2500 芯片底部的金属焊盘与 PCB 板上的射频地良好接触。此外，在通信过程中尽量避免无线收发模块的天线部分与人体直接接触，以免影响通信质量。

在电源方面，传感器使用的可充电锂电池可提供 3.7V 左右的电压，电源电路共使用了两种稳压电源芯片 TPS79333 和 TPS60401，它们体积小，效率高，外围元件少，可分别产生 +3.3V 和 -3.3V，满足差分运放、单片机与无线收发模块的要求。

无线接收端以 C8051F320 单片机为核心，并集成了 CC2500 射频芯片和指示工作状态的外围器件。C8051F320 单片机集成了通用串行总线 (USB) 功能控制器，可简化接收端的电路设计。单片机控制无线通信的全过程，接收各传感器数据，完成自定义通信协议中的纠错检错等功能，同时通过自带的 USB 控制器将数据传至 PC 机进行存储、显示和处理。无线接收端由和电脑相连的 USB 接口供电。

传统的有线表面肌电传感器通常用计算机作为数据采集装置，而计算机由市电通过开关电源供电。这种电源不能满足医疗设备的安全要求，它可能发生一定的漏电，通过连接传感器的导线引入人体，对受试者带来触电的危险。本文所实现的无线表面肌电采集系统，它与人体接触的传感器跟市电系统没有任何电气上的连接，而是用电池独立供电，电池的电压远远低于人体的安全电压，从而可以确保肌电信号采集时受试者的安全。

2.2 多通道数据无线通信协议的设计

自定义了一套用于多通道数据传输的无线通信协议，实现了多通道表面肌电信号的无线通信。在本协议中，多个传感器(通道)可以用时分复用的方式与同一个接收端进行数据传输，经实验测得本设计的每个接收端最多可分时接收 7 个传感器的数据。为支持更多通道，本协议在此基础上引入了分频机制。接收部分由多个相同的无线接收端组成，每个无线接收端设置在不同的频率点上工作，各自用分时方式与多个同频率无线传感器通信，而不同频率的传感器与接收端之间互不干扰。无线通信系统模型如图 4 所示，本文中

传感器 1~6 与接收端 1 工作在同一频点用分时方式通信，传感器 7~12 与接收端 2 工作在另一频点以分时方式通信，以此类推。各接收端与 USB 集线器相连，再将集线器的输出与 PC 机的 USB 接口相连。这种通信模型下，4 个接收端可支持 24 个通道同时工作。

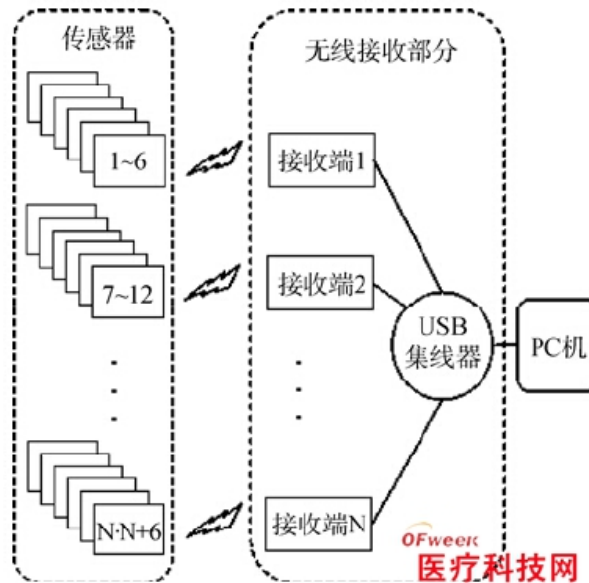


图 4 无线通信系统模型

Fig.4 Wireless communication system model

为了保证无线通信的有效性和可靠性，无线通信协议的设计中采用了如下几点措施：

1) 无线数据包长度的确定。一个无线数据包越长，组建数据包、发送同步字节等占用的时间越少，有效数据传输效率会更高，从而支持更多的传感器

通道数，但同时较长的数据包将多次采集的数据积攒起来而引入更大的延时。通过实验可测得 2~7 个传感器以 1kHz 采样时，无线数据包至少需要包含的采样数据量，如表 1 所示。为使系统在无线通信部分的延时不大于 20ms，选择数据包的有效长度为 40 字节(采样结果为两字节)，通信周期为 20ms，接收端在每周期内分时的接收 6 个传感器轮流传来的数据，有效数据传输率达到 96kbps。

支持传感器数量	每周期至少要发送的 采样数据量	引入 延时
2	10 字节	5 ms
3	14 字节	7 ms
4	20 字节	10 ms
5	28 字节	14 ms
6	38 字节	19 ms
7	56 字节	28 ms

表 1 通道数与数据包长度关系

Table1 Channel number and data packet length

2) 优化分时机制中的等待时间。在分时机制中，接收端先向所有传感器发送同步指令，每个传感器收到指令后等待不同的时间依次发送自己的数据，等待的时间由定时器来控制。这个等待时间如果过长则浪费了通信周期，过短会由于定时器的误差而与上一数据包冲突，影响正常接收。在确定等待时间时应该准确的测出接收一个数据包所用的时间，并在此基础上加入单片机时钟可能出现的最大偏差，例如接收每个数据包需时间 t ，单片机的时钟偏差为 5%，则在分时机制中的第二个传感器需等待 $1.05t$ 后发射自己的数据，第三个传感器需等待 $1.05(1.05t+t)$ 后发射自己的数据，以此类推。

3) 通信的纠错和检错。为了避免数据中断或出现大量误码等情况对通信带来的不良影响，本文在无线通信协议设计时引入了一些纠错和检错措施。例如，当接收端等待接收数据包时，如果没有接收到匹配的数据包而超时，则接收端放弃接收，并对本周期这一通道的数据补零；每个数据包头部有自定义的数据帧标识，当接收端检测该标识出现差错时，将舍弃数据包，并将缺少的数据补零。

2.3 USB 传输、存储与波形显示

本系统在采集和无线传输肌电信号的同时通过 USB 接口传输数据至 PC 机，由电脑来完成肌电信号的实时显示、存储和算法处理。

USB 通信方面，接收端使用的 C8051F320 单片机其片内 USB 功能控制器符合 USB2.0 规范，本文在此基础上借助 Siliconlab 公司提供的 USBXpress 库(通过一系列函数封装了 USB 协议的细节)开发相应软件，实现了单片机与 PC 机的双向通信。USB 通信流程如图 5 所示，在单片机端，程序使能 USB 并进行设备初始化，调用中断服务程序，引发 USBXpressAPI 按照 USB 协议进行数据传输，在 PC 机端，自编的数据解析程序实现了从 USB 数据包到多通道肌电数据形式的转换，并将数据按约定的格式提供给用户界面程序。

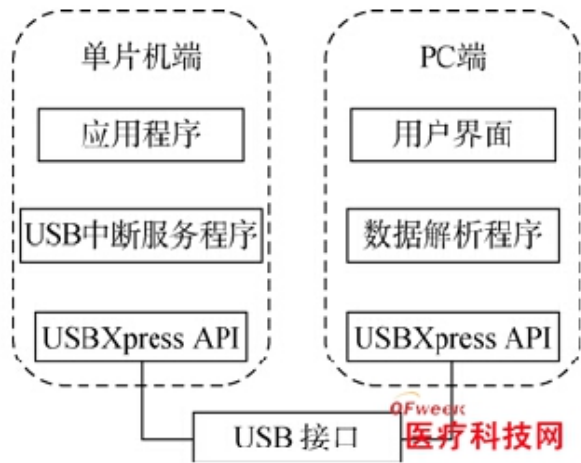


图 5 USB 通信流程

Fig.5 USB-based communication flow

用户界面用 VisualBasic 语言编写，如图 6 所示，它具有各通道数据实时显示，存储为文本格式，根据不同算法标识出有动作时的信号段，给出算法对数据实时处理结果等功能。

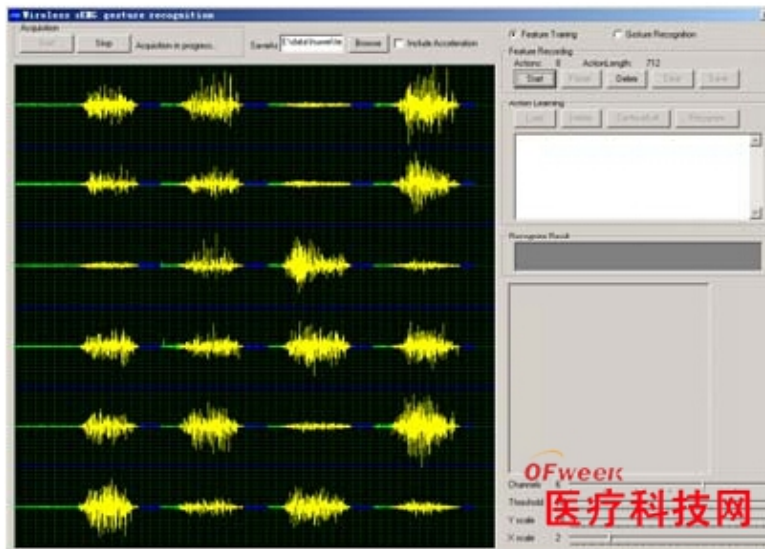


图 6 数据采集软件界面

Fig.6 GUI of acquisition system

3 实验与系统性能测试

3.1 可穿戴的肌电信号采集

系统的每个无线传感器重量为 13g，尺寸为长 35mm，宽 20mm，厚 11mm。正常工作时电流 25mA，集成的可充电锂电池容量为 230mAh，一次充电可支持约 9 个小时的采集。无线传感器的这些参数满足一般应用场合的需要，且使得穿戴方便，可安放于全身而不妨碍运动。在传感器安放时即可以用双面胶贴在皮肤表面，也可以用束带固定在如手臂腿部等位置。图 7 分别为应用本系统进行手势动作识别时(左上)，颈部姿势检测时(左下)以及腿部运动识别实验时(右)的传感器安放示例。



图 7 表面肌电信号检测电极安放示例

Fig.7 Illustrations of SEMG acquisition

图 8 展示了将 6 个肌电传感器均匀穿戴于受试者前臂上，受试者依次做握拳、伸掌、伸腕和屈腕四个动作时，本系统采集到的表面肌电信号。

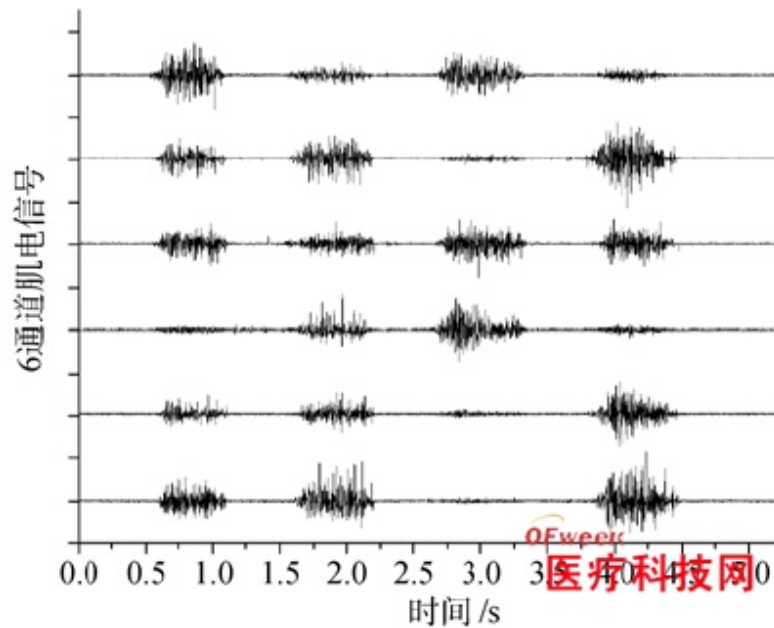


图 8 实际采集的表面肌电信号

Fig.8 Actual acquisition of SEMG

3.2 采集系统的信号质量

本文对传感器采集的信号质量做了定量测试。肌肉放松状态下测得的信号以电路引入的噪声为主，仅包含微量的肌电信号，总的来说可以近似视为噪声信号。

实验时将传感器安置在手臂上，分别采集了一组正常做手势动作时的数据和一组手臂处于放松状态时的数据，对两组数据做频谱分析，结果如图 9 所示，其中放大前的原始肌电信号的 1mV 代表 0dB。由图可见，系统的噪声随频率增大下降趋势，在肌电信号的全频段内，噪声低于 70dB，采集系统的信噪比(正常做手势动作时的幅度与噪声幅度比较)均在 20dB 以上，并可达 30dB。经过实验证实，信号的信噪比能够满足识别 8 类以上手势动作等应用场合的需要。

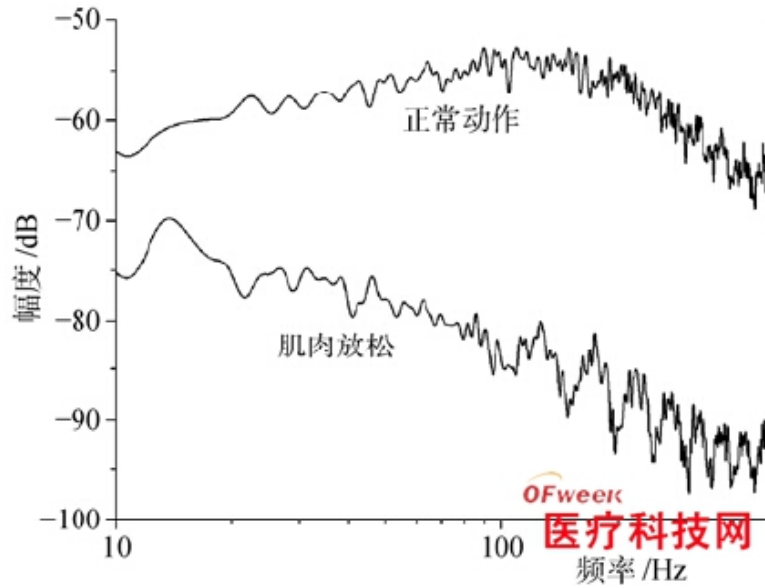


图 9 表面肌电信号的频谱图

Fig.9 SEMG spectrum map

3.3 无线通信的性能测试

本文测试了系统无线通信距离与误码的关系。将电极安置在手臂上，与接收端每隔 2.5m 记录一批数据，且在室内和室外空旷处各测量一组。统计出正

常接收的数据包在传感器发送的所有数据包中所占的比例，并对通信距离作图即得到图 10。

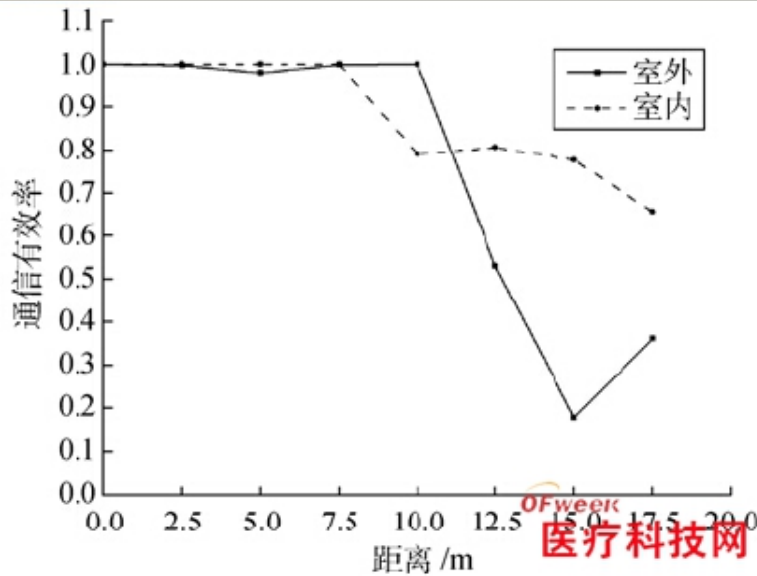


图 10 通信有效率与距离的关系

Fig.10 Relationship between accuracy of transmission and distance

由图 10 可见，无论在室内外，在 7.5m 的范围内都可以正常通信，室外通信距离会略远一些。

4 结论

本文设计了一种微型、便携、电池供电、无线方式数据传输的多通道表面肌电信号采集系统。所设计的传感器集成了电源电路、微弱信号采集和预处理电路、射频收发电路，传感器体积小、功耗小，有效的提高了肌电信号采集装置的便携性和使用便利性，且避免了工频系统对肌电信号的干扰。实际使用结果验证了本系统的实用性，为基于表面肌电信号的手势或姿势识别和交互研究打下基础。

参考文献：

[1] DELUCA C J. Physiology and mathematics of myoelectric signals [J]. IEEE Transactions on Biomedicine Engineering, 1979, 26 (6): 313-325.

[2] ZHAO Z Y, CHEN X, ZHANG X, et al. Study on online gesture sEMG recognition[C]. LNCS, 2007, 4681: 1257- 1265.

[3] FUKUDA O, TSUJI T. A human-assisting manipulator teleoperated by EMG signals and arm motion[J]. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 2003, 19(2): 210-222.

[4] ASO S, SASAKI A, HASHIMOTO H, et al. Driving electric car by using EMG interface[C]. IEEE International Conferences on Cybernetics Intelligent Systems, 2006: 1-5.

[5] 朱昊. 表面肌电信号前端处理电路与采集系统设计测控技术[J]. 测控技术. 2008, (3): 37-39. ZHU H. Surface EMG preamplifier and data acquisition system[J]. Measurement & Control Technology. 2008, (3): 37-39.

[6] TOSHIYUKI K, OSAMU A. Proposal of anticipatory pattern recognition for EMG prosthetic hand control[C]. IEEE International Conferences on SMC, 2008: 897- 902.

[7] 钱晓进, 杨基海, 冯焕清, 等. 肌电检测中消除工频干扰的方法[J]. 中国医疗器械杂志. 2003, 27(4): 260-263. QIAN X J, YANG J H, FENG H Q, et al. The method of eliminating power-line interference in EMG detection[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation. 2003, 27(4): 260-263.

[8] HERMIE J. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures[J]. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000, 10(5): 361-374.