

基于体感网的可穿戴运动监测系统

摘要：可穿戴运动监测系统可方便地实现人体的运动姿态检测以及运动功能评估。本系统采用高集成度惯性传感器及近距离无线通信技术构建体感网，同步采集人体多个部位加速度和角速度信号，实现可穿戴的多节点运动监测。系统可应用于与人体运动功能相关的研究，如帕金森病人运动功能评估等。

引言

本文设计实现了包含 5 个传感器节点的可穿戴运动监测系统。通过将传感器节点置于被试者的双脚脚踝、双手手腕和腰部，采集人体运动过程中的加速度和角速度等运动信号。此后，将采集到的信号上传至上位机，进行数据分析，计算与运动功能相关的运动参量，比如步态、平衡能力等。

本系统应用范围较广，例如：可用于运动障碍疾病的病情评估和监护，如帕金森、脑卒中等疾病；可用于运动员运动动作分析，科学指导运动员训练。

1 系统方案总述

系统由 PC 机、1 个网关节点和 5 个终端节点组成(见图 1)。

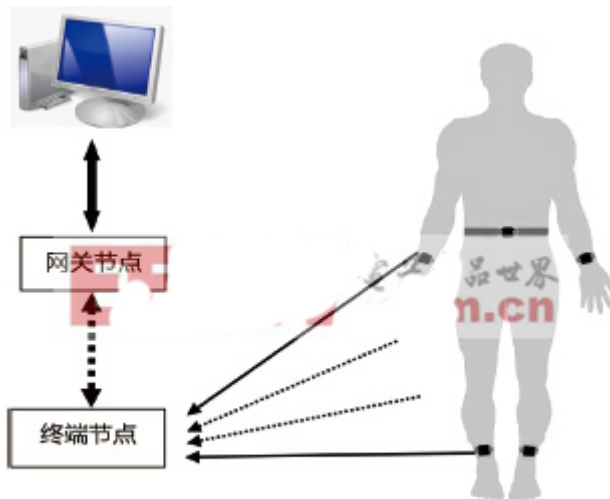


图1 系统结构图

网关节点：通过 USB 口与 PC 机相连，采用串行通讯协议与上位机进行命令和数据通信；通过近距离无线通信方式与各终端节点进行命令和数据通信。

终端节点：负责数据的采集、存储和上传。通过绷带固定在人体特定部位。待机情况下各个节点处于无线接收状态，等待接收网关节点的广播命令，实现数据的同步采集和存储。

用户通过 PC 机软件发出命令，系统根据命令运行。数据采集结束后，PC 机发送数据上传命令，使网关节点通过点对点轮询的方式依次将数据传至上位机并保存。本文主要介绍网关节点和终端节点构成的可穿戴系统设计。

2 硬件设计

2.1 终端节点设计

终端节点采用 TI 公司的超低功耗单片机 MSP430F149 作为主控单元，采用 MPU6050 六轴惯性传感器检测加速度和角速度信号，选用 Nordic 公司的 NRF24L01 作为无线通信模块，可以实现 30 米的有效通信距离。采用 3.7V 锂电池供电，经过稳压器稳压后系统工作电压 3.0V(见图 2)。核心模块的详细介绍如下。

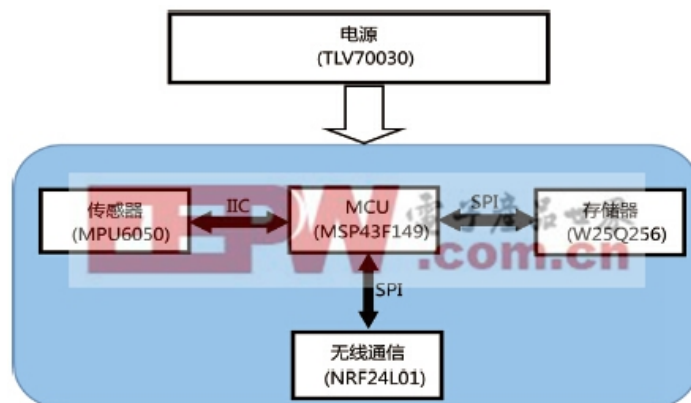


图2 终端节点硬件组成框图

(1) 主控模块采用 MSP430F149 作为控制中心，负责整个系统各部分功能的协调和控制。除了其在 8MHz 时钟下运行时 300 μ A 左右的超低工作电流，同时还提供了两个定时器 A 和 B，2 个 UART 和 SPI 复用的异步串行通信接口、48 个 I/O 口、完全满足系统对接口资源的需求。此外 MSP430F149 的 60KB 片内 Flash 和 2KB 的 SRAM 完全满足本系统对程序存储和数据交换的空间需求。

(2) 电源模块，网关节点由 5.0V USB 口供电，经 TLV70033 低压差线性稳压器转成 3.3V 供系统使用。终端节点由 3.7V 锂电池供电，通过 TLV70030 进行稳压，转成 3.0V 供系统使用。

(3) 传感器模块采用 MPU6050 六轴惯性传感器，其突出优势在于整合了三轴加速度计和三轴陀螺仪，不仅免去了组合二者的轴间差问题，还大大降低了封装空间，为便携式或可穿戴设备提供了最小包装体积。

(4) 存储模块采用 W25Q256 高速 Flash，在传感器 50Hz 的采样率下，可以连续存储约 15.5 个小时数据。

(5) 无线通信模块采用 NRF24L01 无线通信芯片，最高 2Mbps 的通信速率、30 米的通信距离、6 个接收通道以及 SPI 接口，非常方便系统开发。

2.2 网关节点设计

网关节点主要由四部分组成：电源模块、MCU 主控模块、无线通信模块、串口通信模块。其中电源模块、主控模块和无线通信模块与终端节点的核心芯片一样，硬件原理一致，不再赘述。串口通信模块采用 PL2303 将串口数据转换成 USB 数据，实现与 PC 机的通信。网关节点通过 5.0 伏 USB 口供电，经过稳压器稳压后系统电压为 3.3V。

3 软件设计

系统的软件部分分为网关节点软件设计，终端节点软件设计和网络拓扑结构设计。

3.1 网关节点软件设计

网关节点程序分为主程序和中断服务程序。

3.1.1 主程序

上电后，主程序进行各模块初始化，包括时钟初始化、串口配置、开启总中断、无线通信配置为发送模式，进入主循环。在主循环中通过判断命令标志位 ComFlag 来执行相应的操作。当 ComFlag 为“1”、“2”和“3”时，通过无线模块以广播形式分别发送“开始”、“结束”和“擦除”命令，之后标志位 ComFlag 置 0，继续主循环。当 ComFlag 为“4”时，通过无线模块发送“上传”命令，之后切换无线收发状态为接收模式，开始接收终端节点数据。流程图如图 4 所示。

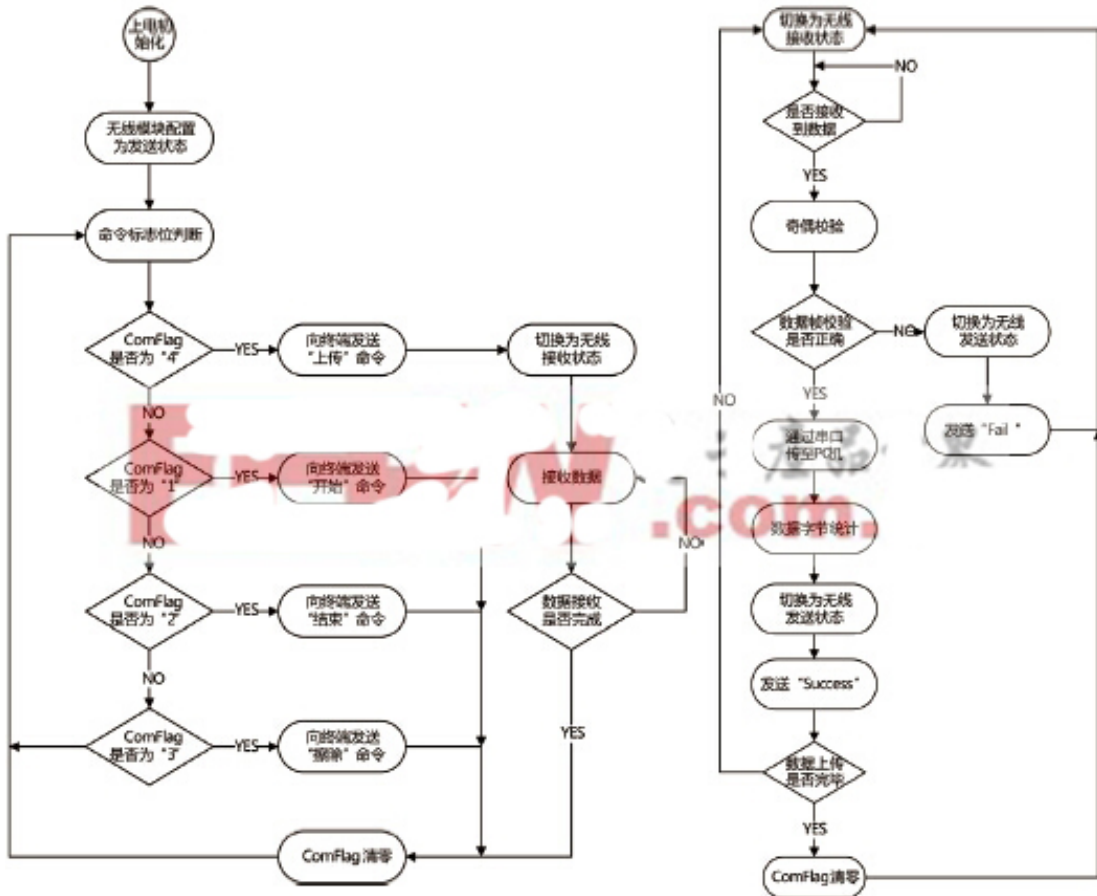


图3 网关节点主程序流程图

图4 网关节点数据接收流程图

无线数据接收流程为：无线通信切换成接收模式，数据按照“帧”格式接收，为了保证数据的有效性，对每一帧数据进行校验。每帧数据包含30字节有效数据，并在数据帧尾添加1位校验位。采用奇偶校验法，在接收到一帧数据后，将前30字节数据按位相加，判断和的奇偶，并与终端节点计算的数据帧校验位结果进行对比，若校验一致，则去除校验位，将有效数据通过串口上传至PC机，并进行数据字节个数的统计，然后向终端节点发送“success”，通知终端节点当前数据帧接收成功。若校验不一致，则发送“fail”，通知终端节点重新发送当前数据帧。终端节点在采集存储数据时候会记录数据个数，在收到“上传”命令后首先发送数据个数，用以进行数据上传结束的判断。当接收到的数据个数与采集的个数一致时数据上传结束，流程如图5所示。

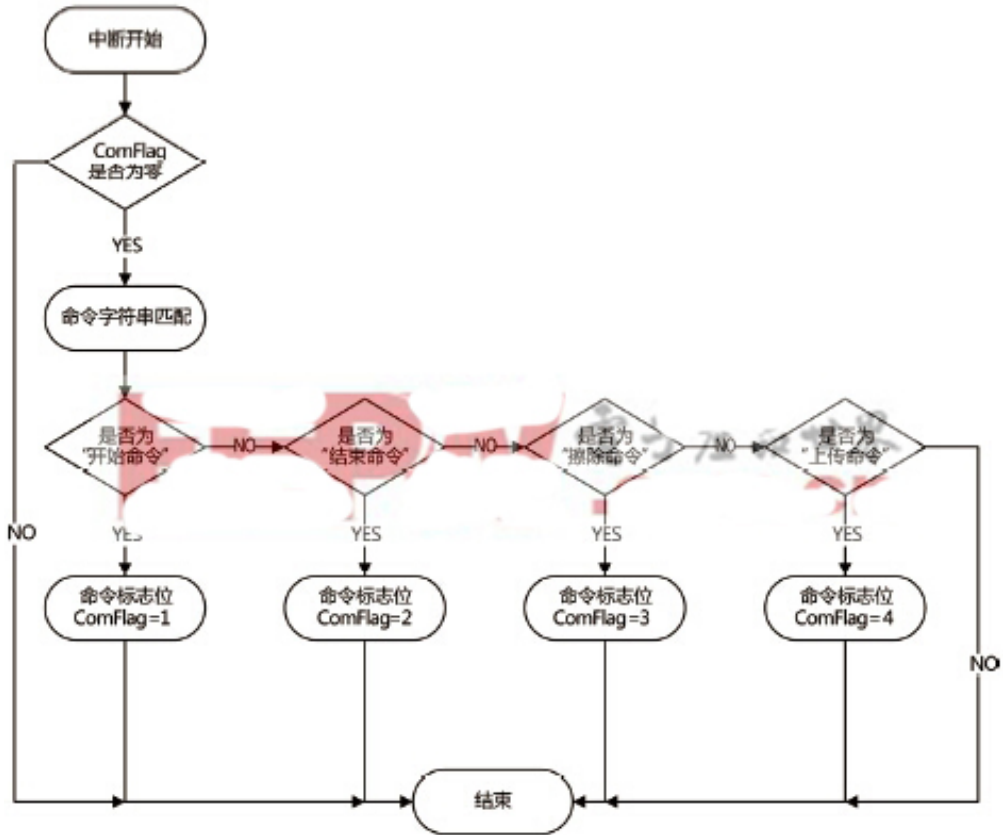


图5 网关节点中断服务程序流程图

3.1.2 中断程序

网关节点通过串口中断来进行上位机命令的识别。当通过串口接收到字符串之后，进入串口中断，在串口中断服务程序里，首先进行命令字符串的匹配，然后给命令标志位 ComFlag 赋值，如图 6 所示。

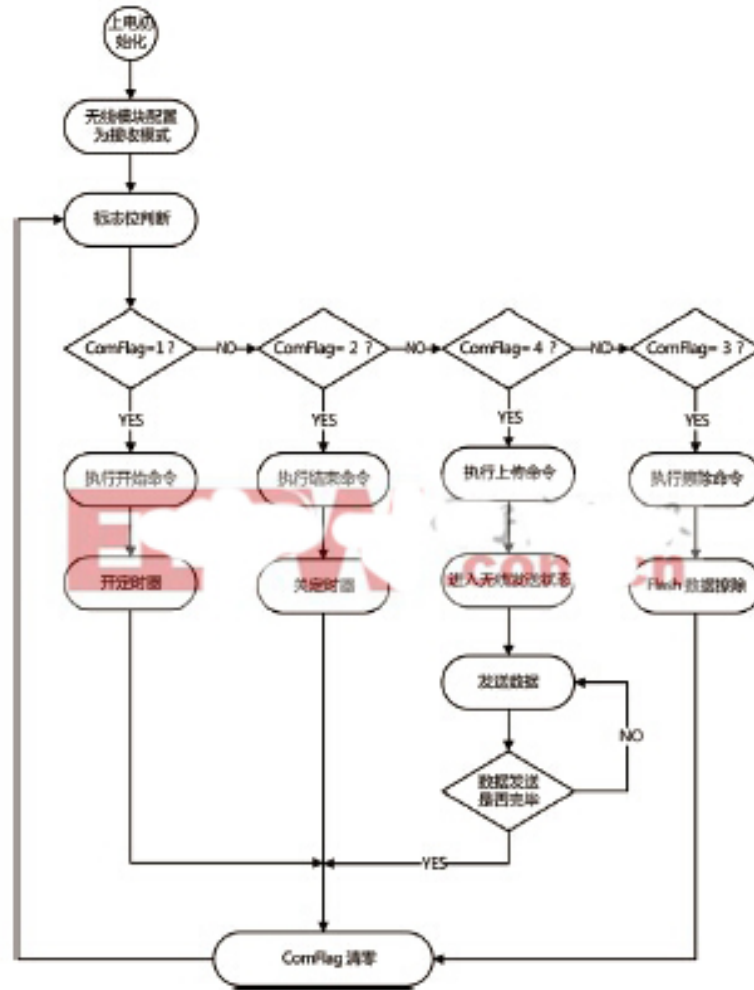


图6 终端节点主程序流程图

3.2 终端节点软件设计

3.2.1 主程序

上电，进行时钟模块、定时器模块、SPI 接口、IIC 接口以及无线通信模块的初始化配置，将无线通信模块配置为接收模式，然后进入主循环。在主循环中通过判断标志位“ComFlag”来执行相应的操作。当 ComFlag 为“1”时，打开定时器中断，读取传感器数据并将数据写入 Flash。当 ComFlag 为“2”时，关闭定时器中断，停止数据采集。当 ComFlag 为“3”时将 Flash 数据全部擦除。当 ComFlag 为“4”时进入无线发送状态，将数据从 Flash 读出并发送。详见图 6。

3.2.2 无线接收中断服务程序

当接收无线数据时，通过“IRQ”引脚可触发单片机外部中断。在中断服务程序中进行无线命令字符串的匹配，并给标志位 ComFlag 赋值。当接收到上传命令后会进行 ID 匹配，与本机地址一致时，将 ComFlag 赋值。此部分的程序流程与网关节点的中断服务程序流程基本一样，请参考图 5。

3.2.3 定时器中断服务程序

当收到“开始”命令后，打开定时器中断，开始读取传感器数据，每次读取为 12 字节数据，在读取后将数据写入 Flash，记录 Flash 地址。用 Flash 写入的最终地址减去初始地址进行数据的统计。具体见图 7。



图7 终端节点
定时器中断程
序流程图

3.2.4 无线数据发送流程

与网关节点的接收流程对应，终端节点进入无线发送状态后，从 Flash 中读取 30 字节数据，按位相加，将和的奇偶性作为校验标志，添加至每帧数据尾部，打包发送一帧数据。进入无线接收状态，等待网关节点应答信号，若收到“Success”则表示当前帧发送成功，继续发送下一帧数据，若收到“Fail”则需重新发送当前数据帧。每帧数据发送成功后 Flash 地址增加。当 Flash 读取到记录的最终地址时候表示数据发送完毕。详见图 8。

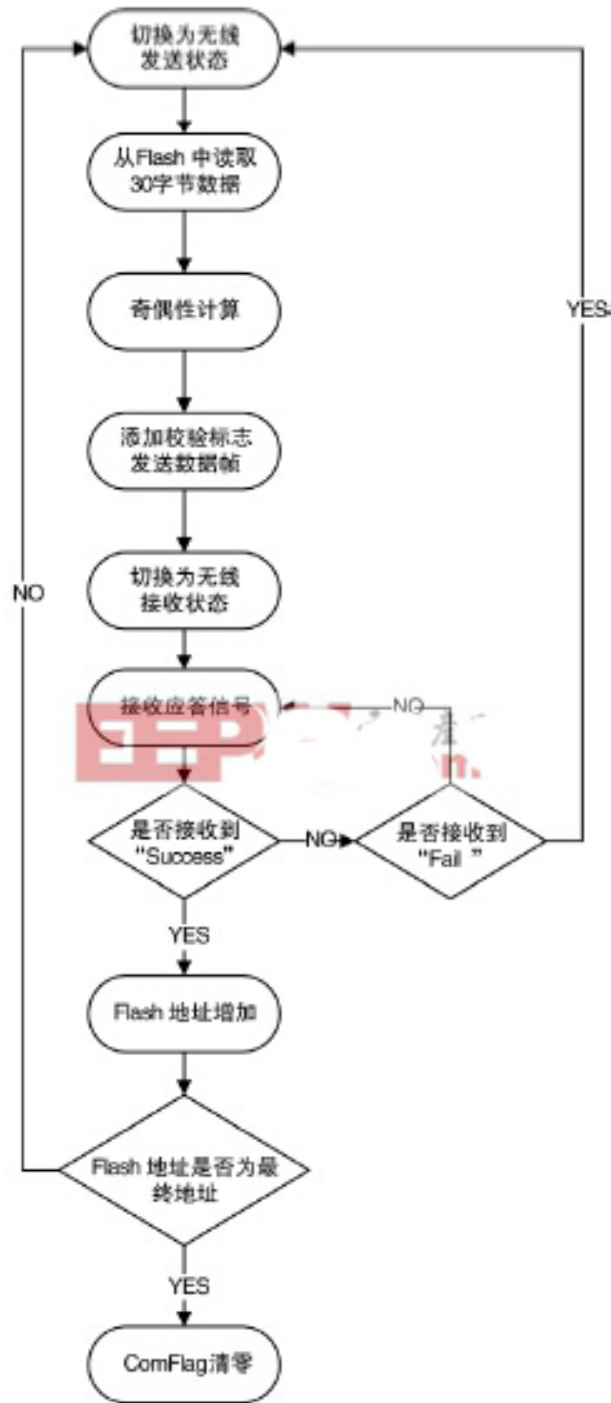


图8 终端节点无线数据发送流程图

3.3 网络拓扑结构设计

无线通信模块负责网关节点和终端节点间命令的广播和数据的传输，是本系统设计的核心内容，网络结构的配置是体感网的设计的关键。

NRF24L01 拥有 6 个接收通道 0-5，可以同时接收 6 路数据，每个接收通道拥有独立的接收地址。用 NRF24L01 实现“开始”、“结束”和“擦除”命令的广播传输以及“上传”命令的定点传输，需要配置每个节点的本机地址及接收通道地址，这是无线通信模块的关键设计。网络拓扑结构如图 9 所示。

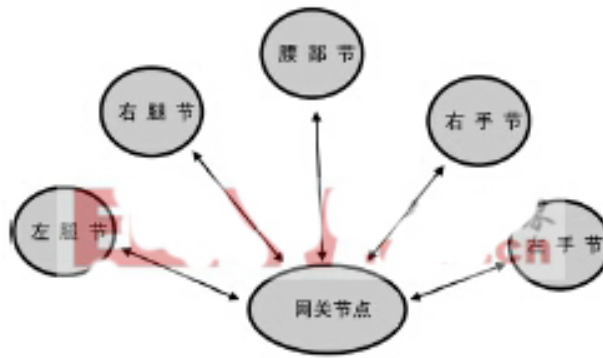


图9 网络拓扑图

通过终端节点地址和网关节点地址的配置来进行网络构建。每个终端节点的通道 1 接收地址跟网关节点本机地址一致，实现命令的广播发送和接收，从而保证每个终端节点的同步性。网关节点的通道 1-5 接收地址分别跟五个终端节点的本机地址一一对应，实现数据上传时候的点对点轮询传输，用 5 个接收通道可以避免网关接收地址的切换配置，提高数据接收效率。

4 系统实验测试

如图所示，将系统节点佩戴在人体双脚脚踝、双手手腕和腰部进行实验。



图10 人体实物佩戴



图11 网关节点连接图

测试者完成十米折返行走实验。测试者首先静止站立，然后直线行走约 10 米，到达折返点后静止站立一段时间，然后转身，再静止一段时间，之后正常行走至出发位置。实验数据采用 Matlab 软件进行滤波平滑。图 12 和图 13 反映了左脚脚踝传感节点采集到的数据。

从图 12 和 13 中可以明显看到加速度和角速度信号能够有效反映被试者的步态周期性，可计算步数，脚的迈步时间等信息。

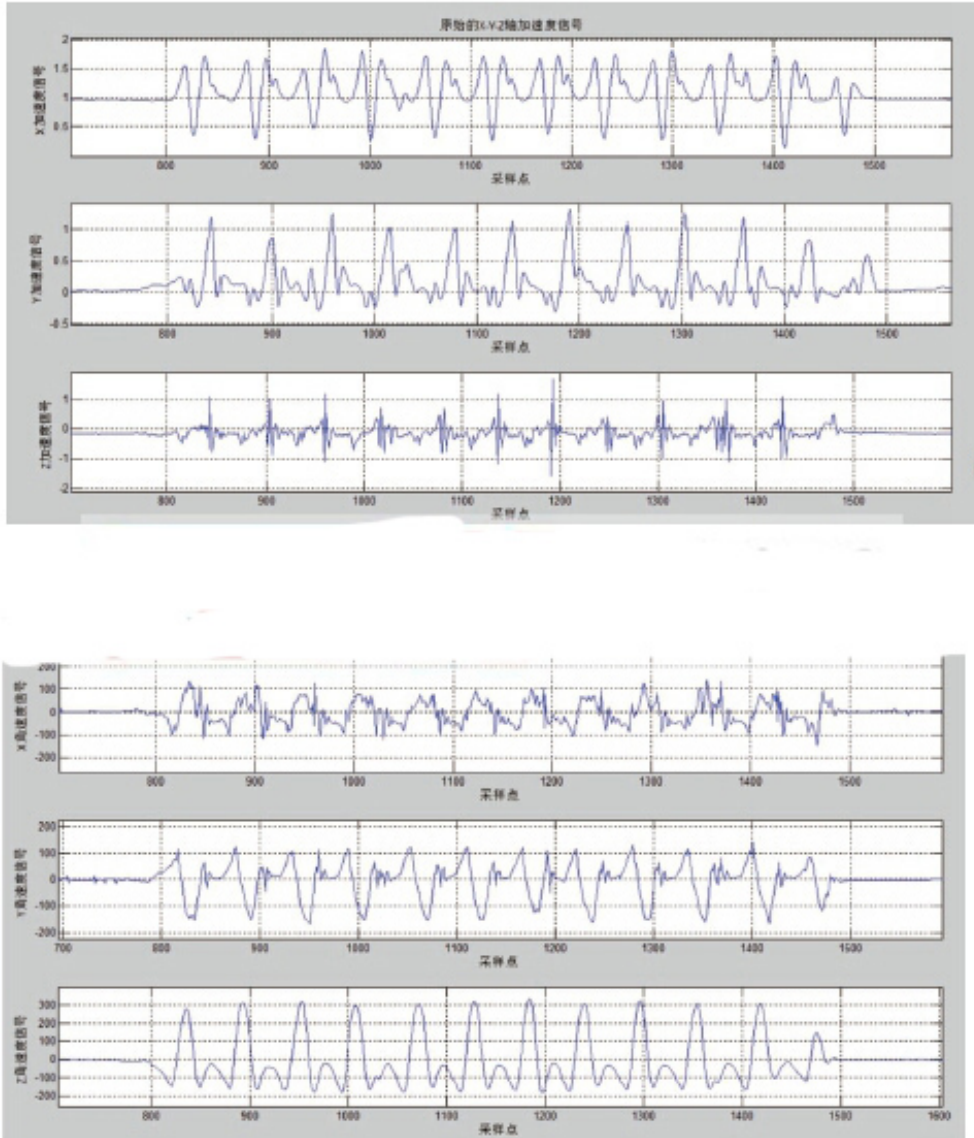


图13 三轴的角速度信号

5 结束语

本系统具有良好的稳定性，性能指标可以满足人体运动信号的采集要求。该系统目前已经被苏州大学第二附属医院用于进行帕金森患者的运动功能评估研究。

参考文献：

[1]张燕辉, 陈彪. 运动功能检测对帕金森病早期诊断的意义[J]. 脑与神经疾病杂志, 2005, 13(2): 155-156

[2]黄棉波. 基于无线微惯性传感器的人体运动信息获取系统设计与应用[D]. 广州: 南方医科大学, 2011

[3]孙利民. 无线传感器网络[M]. 清华大学出版社有限公司, 2005

[4]曹玉珍, 蔡伟超, 程旸. 基于 MEMS 加速度传感器的人体姿态检测技术[J]. 纳米技术与精密工程, 2010(1): 37-41

[5]王粉花, 年忻, 郝国梁, 等. 物联网技术在生命状态监测系统中的应用[J]. 计算机应用研究, 2010 (9): 3375-3377

[6]钱朋安, 葛运建, 唐毅, 等. 加速度计在人体运动检测中的应用[C].

全国第 16 届计算机科学与技术应用(CACIS)学术会议论文集. 2004

[7]Salarian A, Russmann H, Vingerhoets F J G, et al. Gait assessment in Parkinson 's disease: toward an ambulatory system for long-term monitoring[J]. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, 2004, 51(8): 1434-1443

[8]Simoes M A. Feasibility of Wearable Sensors to Determine Gait Parameters[D]. University of South Florida, 2011

[9]King L A, Salarian A, Mancini M, et al. Exploring outcome measures for exercise intervention in people with Parkinson' s disease[J]. Parkinson' s Disease, 2013