

# 基于角度传感器的人行走时下肢运动角度检测系统

黄凯斌, 彭海深, 叶智侨

(华南农业大学电子工程学院 人工智能学院, 广东 广州 510642)

**摘要:** 在人体运动监测的过程中, 膝关节运动信息在中老年慢性疾病的诊断和康复评估方面具有重要意义。因此研制了一种基于角度传感器的人行走时下肢运动角度检测系统, 并以此数据作为一种依据, 对在医学中判断老人以及下肢受损的状态的标准, 为合理诊断中老年慢性疾病及急性下肢损伤恢复提供重要依据, 同时, 作为适用于大众的装置来说, 也能为亲人侧面提供老人的身体状况和为医生确定恢复情况并以此做出相应的举措。该装置由角度传感器, STM32 单片机, 以及护膝组成。

**关键词:** 下肢角度测量; MPU6050; JY61P; STM32F103C8T6

## 1 传感器设计背景和应用价值

**设计背景:** 人体运动姿势的长期监测对于神经退行性疾病 (例如帕金森病、脑卒中等) 的诊断与治具有重要的意义。对膝关节的弯曲检测已被认为是与姿态相关的运动监测中的核心环节之一, 因为帕金森病、脑卒中等患者在步行运动中有异常的膝关节屈曲和伸展模式。

**应用价值:** 在基础研究和临床研究中膝关节弯曲度已被认定为生物力学分析中的测量结果指标。通过获取运动过程中膝关节的弯曲信息, 医师可以评估患者的病情或者康复效果, 患者从而可以获得个性化的医疗服务。此外, 现有的许多医学设备都是通过持续监测膝关节运动状态来获取诊断和康复信息。<sup>[1]</sup>

## 2 创新点与优势

通常, 膝关节运动信息捕捉系统可以通过基于图像传感器和基于运动传感器的方式搭建检测平台来实现。基于图像的运动捕捉系统容易受到背景和光照等环境因素的影响, 对应用场景有较高的要求。基于运动传感器的捕获系统成本较低, 可以与穿戴设备相结合, 监测方式灵活, 优化了后续的认识算法模型。例如, 电子应变计常被应用于获取关节弯曲信息, 然而该方案容易受到温度和电磁场的干扰, 影响了测试结果的可靠性。光学测角仪也被用于获取关节运动信息, 例如动态测角仪和光电编码器 (Photoelectric encoder, PE)。然而, 基于此类传感器的检测设备需要高精度机械结构的支持, 在运行过程中会产生干扰噪声。此外, 惯性测量单元已被用于检测膝关节弯曲信息, 该传感器在使用过程中需要频繁的校准, 对电

磁场有较高的敏感度<sup>[1]</sup>。

文中将使用角度传感器 MPU6050 与 JY61P 测量人行走时大腿与小腿的角度变化，由此反映到膝关节弯曲的情况。主控芯片选定为 STM32F103C8T6，传感器通过护膝绑带安装于大腿与小腿处，主控芯片调取传感器上其中一个轴的角度，实现对人下肢的角度检测，此装置能够持续通过串口输出获取下肢弯曲情况，为人的身体状况的判定奠定理论依据。此外，MPU6050 传感器相较于其它传感器有其独特的优点，如相对于 FBG（Fiber Bragg Grating，光纤布拉格光栅）传感器来说，MPU6050 传感器价格低廉，随温度波动小。这些特点使得基于该传感器的检测系统在步态信息获取和分析中具有潜在的应用价值。

### 3 实现方案简介

#### 3.1 设计原理

人在行走过程中，大腿与小腿的角度会有一个周期性的变化，且大腿的角度变化与小腿的角度变化不是在同一时刻进行的。在人前进行走过程中，小腿在整个行走周期中完成向后弯曲，与地面垂直，向前弯曲三个动作，大腿完成与地面垂直，向前弯曲，向后弯曲三个动作。在每个动作中，角度传感器能够测量到角度的变化，根据角度传感器的安装，大腿向前弯曲时角度传感器正值变化，向后弯曲时负值变化，小腿向前弯曲时角度传感器正值变化，向后弯曲时负值变化。因此在每个动作切换的瞬间角度的变化会有最小值或最大值，且呈周期变化。

#### 3.2 设计方法

下肢弯曲检测系统示意图如图 1 所示，该系统中同时采用两个角度传感器 MPU6050 与 JY61P 对下肢弯曲信息进行提取，并将实验数据输出，传送到软件 Matlab 进行数据分析与曲线绘画。MPU6050 放置于大腿处，JY61P 放置于小腿处，STM32 主控对两个传感器得到的数据进行串口传输到电脑上位机，以便后续的数据分析。

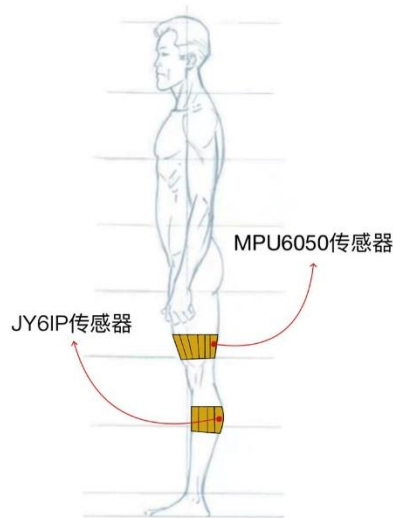


图 1 角度传感器的安装示意图

MPU6050 角度传感器可读取被测物体的加速度和角度的原始数据，InvenSense 公司提供了一套基于数字运动处理器（DMP: Digital Motion Processor）的运动处理驱动库，可大大降低单片机对运动处理运算的负荷，同时也大大降低了编程难度。DMP 将原始角速度转化为四元数，进而完成欧拉角的计算。

```

if(sensors&INV_WXYZ_QUAT)
{
    q0 = quat[0] / q30; //q30格式转换为浮点数
    q1 = quat[1] / q30;
    q2 = quat[2] / q30;
    q3 = quat[3] / q30;
    //计算得到俯仰角/横滚角/航向角
    *pitch = asin(-2 * q1 * q3 + 2 * q0 * q2) * 57.3; // pitch
    *roll = atan2(2 * q2 * q3 + 2 * q0 * q1, -2 * q1 * q1 - 2 * q2 * q2 + 1) * 57.3; // roll
    *yaw = atan2(2*(q1*q2 + q0*q3), q0*q0+q1*q1-q2*q2-q3*q3) * 57.3; //yaw
}

```

图 2 DMP 中四元数转为姿态角的计算代码

JY61P是 MPU6050 与 STM8 芯片结合的角度传感器,STM8 通过 IIC 协议读取 MPU6050 中 DMP 的测量数据后通过串口输出，因此使用 STM32 可直接读取 STM8 中的寄存器即可将 JY61P 上的 MPU6050 的角度数据读取出来。其中寄存器的数据打包为结构体，从而使用 C 语言更加方便开发。

```

case 0x51: memcpy(&stcAcc, &ucRxBuffer[2], 8); break;
case 0x52: memcpy(&stcGyro, &ucRxBuffer[2], 8); break;
case 0x53: memcpy(&stcAngle, &ucRxBuffer[2], 8); break;

```

图 3 JY61P 中 MPU6050 角度数据打包为结构体后的传输代码

软件代码的编写使用 C 语言进行编写，对 I/O 端口、UART 串口通信、IIC 通信的配置，使用 MPU6050 自带 DMP 处理库对 MPU6050 的数据进行解算与处理，JY61P 可直接由芯片读取其中的寄存器，将角度数据取出。软件代码将两个角度传感器的数据从串口读出，进而打印在串口通信助手的窗口中，以便数据的保存与后续的分析。



图 4 电脑上位机中的串口调试助手窗口

STM32 主控将角度传感器测量的角度数据通过串口输出，在电脑端的串口调试助手窗口输出角度数据，记录行走时的角度数据，通过复制将角度数据传送到 Matlab 进行曲线绘画，模拟行走时的角度变化。

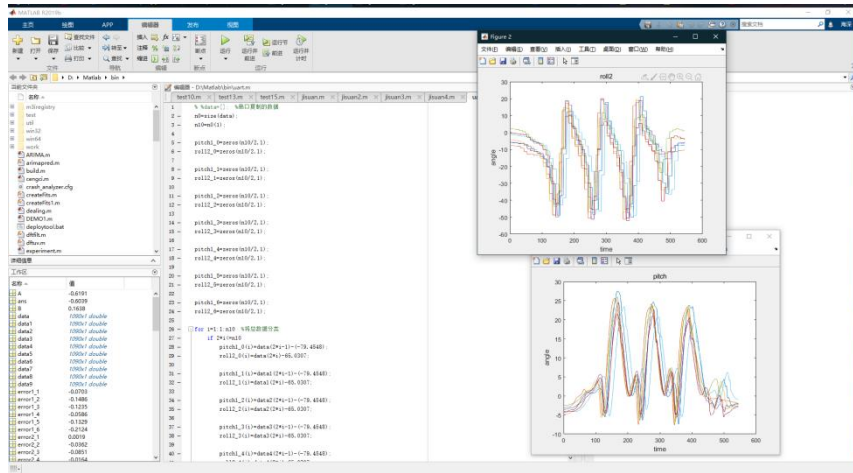


图5 Matlab 操作界面

整体硬件设计包括主控、电源模块与传感器模块，主控使用 STM32F103C8T6，该芯片包含多个 UART 串口、IIC，可同时接入多个不同通信协议的传感器，且使用该芯片的两个 I/O 口管脚还可以通过 STLink 仿真器进行在线调试。

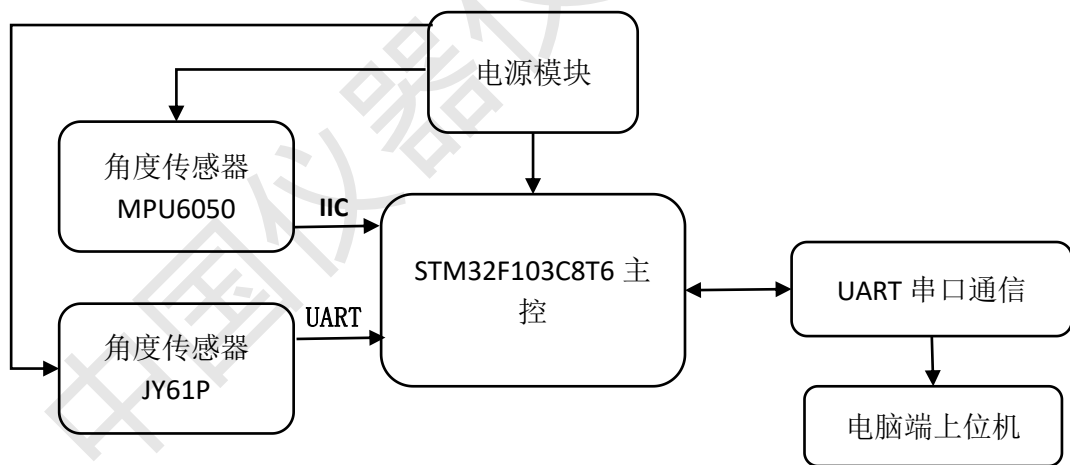


图6 硬件设计框架

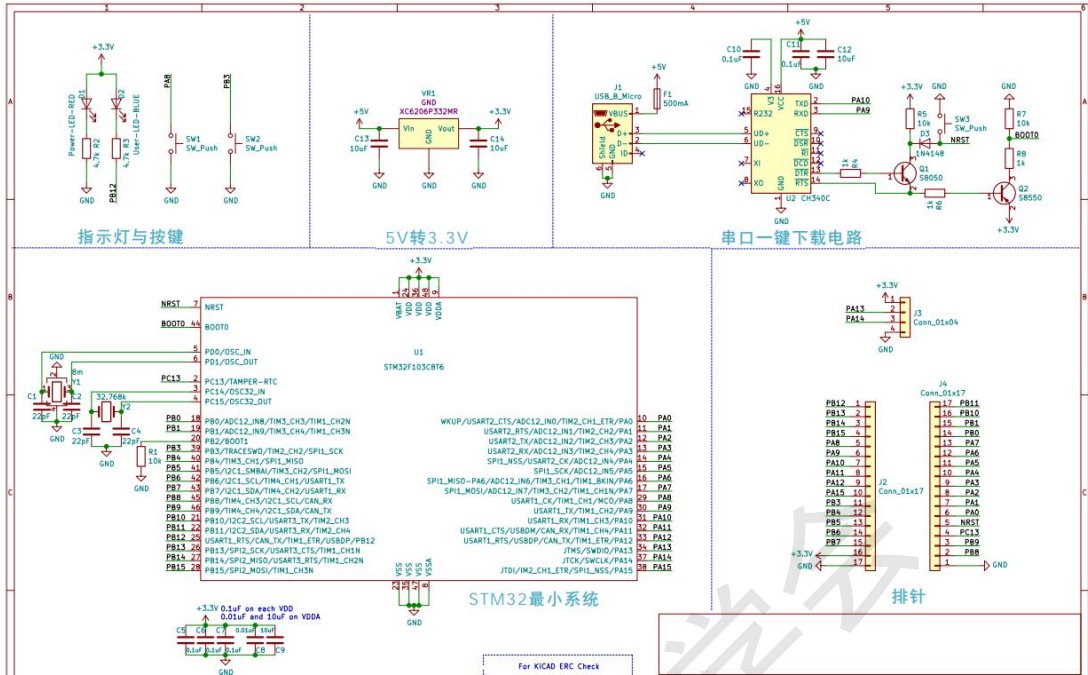


图 7 硬件设计电路原理图

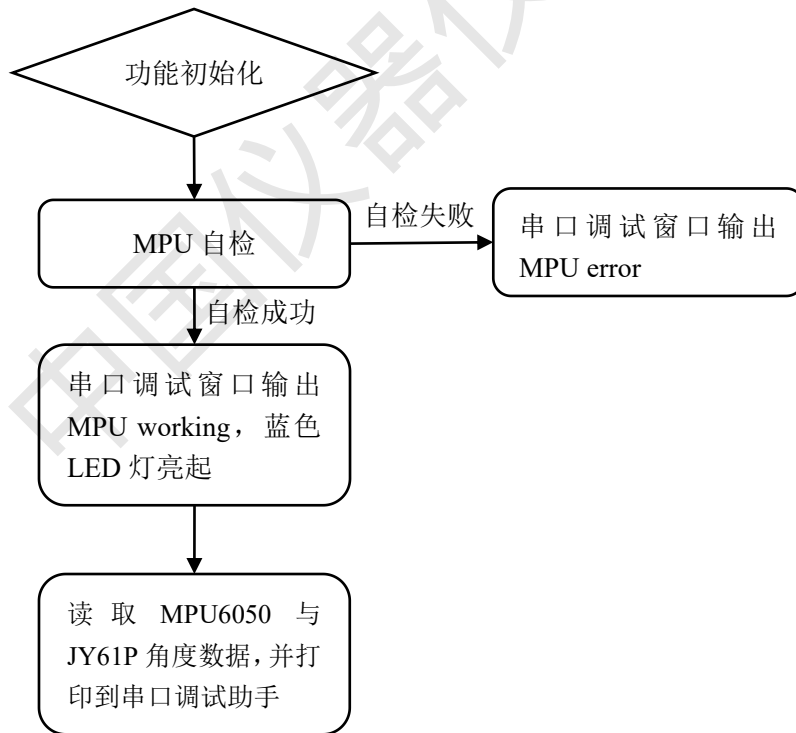


图 8 STM32 主控芯片代码流程图

### 3.4 实验验证过程

角度传感器校准数据：

表 1 角度传感器校准数据

实际值 ( ° )	0.0	30.0	60.0	90.0	误差
第 1 组	0.043945	30.087343	60.061127	89.909706	0.012211
第 2 组	0.066918	30.079359	60.047379	89.901947	0.017852
第 3 组	0.052225	30.067993	60.044388	89.911751	0.014061
第 4 组	0.048323	30.069386	60.044006	89.896477	0.052456
第 5 组	0.068246	30.066469	60.037186	89.900093	0.180414
第 6 组	0.062627	30.070168	60.032120	89.898270	0.066262

平均误差：0.0572

误差分析：四元数法解算姿态角会产生误差；加速度计输出加速度受噪声影响较大；测量仪器安装难以做到完全水平，导致会有一定系统误差。

人行走过程中，安装于大腿与小腿的角度传感器的角度变化有一个运动周期，且角度变化的曲线如下：

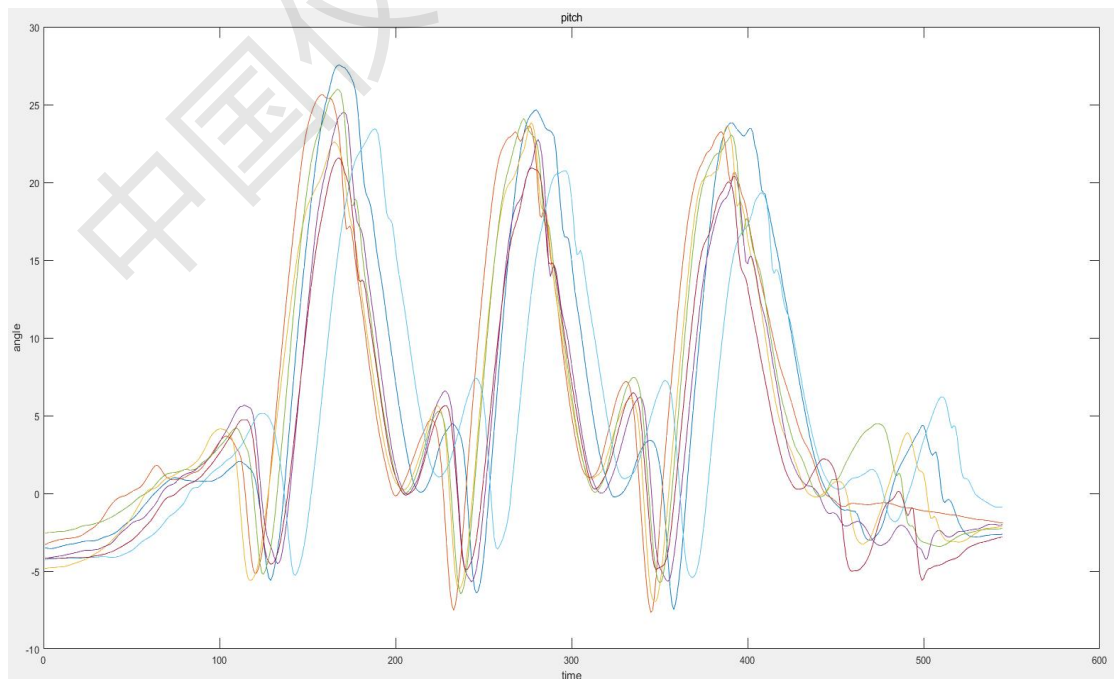


图 9 大腿传感器的一组角度标定数据与六组角度实际数据曲线图

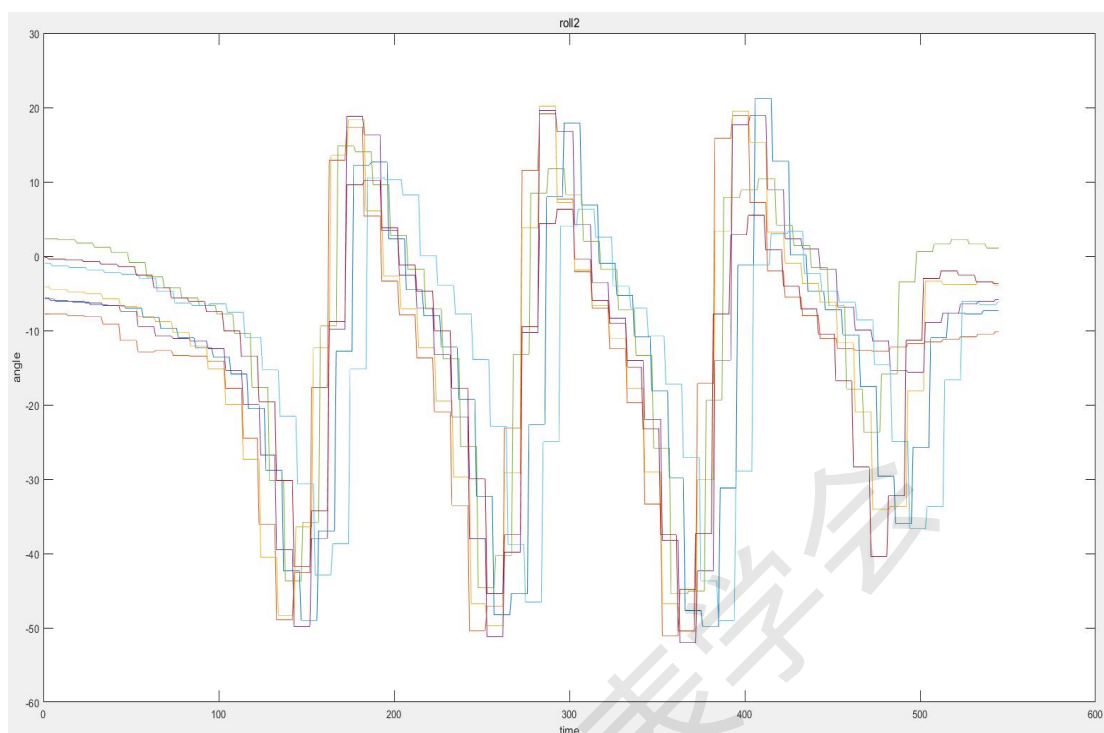


图 10 小腿传感器的一组角度标定数据与六组角度实际数据曲线图

该角度变化曲线与原理分析相符，因此进行下一步的数值分析。

角度变化中有明显的起伏，因此在本次可行性分析中使用极差进行表示，即用每一次起伏的角度变化最大值与最小值的差值。

在本次实验中，将从资料所查到的人行走时下肢角度变化的数据进行处理，使该数据符合本次装置的可行性分析。

取数据中的若干个周期进行分析：

$$(\text{误差} = (\text{极差实际值} - \text{极差标定值}) / \text{极差标定值})$$

大腿传感器角度数据（极差处理后）：



表 2 大腿传感器极差角度数据及误差

极差标定值 ( ° )	33.1260	31.0830	31.3160	误差
第 1 组	30.7970	31.1410	30.9040	0.0703
第 2 组	28.2030	29.9580	30.5600	0.1486
第 3 组	29.0340	28.4380	26.0300	0.1235
第 4 组	31.1850	30.5720	28.7790	0.0586
第 5 组	28.7220	24.3200	24.7250	0.1329
第 6 组	26.0900	25.8270	24.9180	0.2124

平均误差为：0.1244

小腿传感器（极差处理后）：

表 3 小腿传感器极差角度数据及误差

极差标定值 ( ° )	61.6200	66.1200	71.1100	误差
第 1 组	66.2200	69.5000	70.0800	0.0371
第 2 组	66.7100	69.8700	70.2000	0.0422
第 3 组	68.6100	70.8100	70.9100	0.0605
第 4 组	58.5100	56.3800	55.8800	0.1373
第 5 组	53.4500	52.9720	52.3970	0.1982
第 6 组	51.9500	51.7190	55.9470	0.1960

平均误差为：0.1119

误差来源：一是 MPU6050 角度传感器受温度影响较高，温度漂移较大。二是传感器安装不够精准，数据校准后在实验过程中装置有些许脱落，造成传感器位置与原先安装的位置有差，形成误差。

通过所得到的数据可以做出两方面分析，一是图表数据分析，二是误差分析。

图表分析：通过图表可以看出在整个运动过程中，有三次较大变动的峰值波浪变动，且开头曲线处于中部说明人为起始站立姿态，即与站立标定所匹配。而后开始运动过程中出现下降波即人开始运动下肢曲动，而后变为上升波即此时属于曲动变为伸展，角度变化幅度迅

速增大，以此反复形成整个运动的三次完成行走动作，而后结尾属于紧急制动，故结尾曲线趋于平稳，即反应此时人恢复站立状态。

误差分析：我们此时采用的是误差分析中的后向误差分析法中的极差分析，关于后向误差分析，其理论由詹姆斯·威尔金森（James H. Wilkinson）提出和推广，可用于确定实现数字函数的算法在数值是否稳定。方法表明，如果所需的扰动小，按照输入数据的不确定性的顺序，则结果在某种意义上与数据“应得的”一样准确。然后将算法定义为向后稳定。因此在这种理论下，我们团队通过得到几千个的数据进行压缩筛选，再用数学工具 Matlab 软件进行拟合分析后得到近似函数，再求极大极小值通过做差进行差值的分析，从而使得数据更加精准可靠。

科学性：采用 STM32F103C8T6 芯片作为下位机，方便同时使用 MPU6050 与 JY61P 两个角度传感器采集且还可满足后期更多传感器的增添与电机控制的需要。使用串口与电脑上位机通信，使用 Matlab 进行数据的快速分析与曲线绘画，实现角度数据的可视化，并通过曲线模拟人行走时下肢的角度变化情况。

预测性：综合对比了欧拉角法、方向余弦法、三角函数法、Rodrigues 参数法和四元数法，最终决定采用计算量小、精度高、可避免奇异性的四元数法。当下肢角度发生改变时，应用四元数算法最终得到的数据大部分相对误差在 5%左右。

#### 参考文献：

- [1] 丁磊,余烈,谢勤岚,朱兰艳.光纤马赫曾德尔干涉曲率传感器的膝关节曲率检测系统研究[J].红外与激光工程,2021,50(12):492-500.
- [2] 徐鹏杰,张凤生,刘延杰,任锦霞.基于 MPU6050 的人体倾角姿态数据检测系统设计[J].国外电子测量技术,2018,37(03):117-120.DOI:10.19652/j.cnki.femt.1700656.