

基于Stewart平台与sEMG的特定运动轨迹下肌肉激活模式分析

王 硕¹, 王恋英², 邱宝贵³, 金 花², 王茂林², 胡冰山^{1*}

¹上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

²军事体育训练中心, 北京

³上海云铸三维科技有限公司, 上海

收稿日期: 2025年9月12日; 录用日期: 2025年9月22日; 发布日期: 2025年10月24日

摘 要

平衡控制依赖下肢多肌群的协同活动, 揭示其在多维扰动下的响应模式对康复训练与跌倒预防具有重要意义。本研究基于Stewart六自由度平台的逆运动学计算, 设计了五种典型扰动轨迹, 分别为沿X向加速、沿Y向加速、绕X轴正弦翻转、绕Y轴正弦翻转及俯仰翻滚。健康受试者在平台上完成任务, 采用Noraxon-DTS无线表面肌电系统采集比目鱼肌、腓肠肌内侧、胫骨前肌、股二头肌和股四头肌的sEMG信号。信号经过去均值、带通滤波、全波整流和平滑处理, 提取均方根值(RMS)和积分肌电(iEMG)作为指标。结果表明: 矢状面扰动主要激活小腿远端肌群, 额状面扰动则以大腿肌群为主, 翻转扰动下腓肠肌内侧反应显著, 而复合扰动表现为多肌群协同增强。结论认为, 基于逆运动学驱动的Stewart平台结合sEMG分析, 可有效揭示下肢在多维扰动下的肌肉响应规律, 为康复训练和运动控制研究提供参考。

关键词

Stewart平台, 表面肌电, 下肢平衡控制, 扰动训练, 神经肌肉响应

Analysis of Muscle Activation Patterns under Specific Motion Trajectories Based on a Stewart Platform and sEMG

Shuo Wang¹, Lianying Wang², Baogui Qiu³, Hua Jin², Maolin Wang², Bingshan Hu^{1*}

¹School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

²Military Sports Training Center, Beijing

³Shanghai Yunzhu 3D Technology Co., Ltd., Shanghai

Received: September 12, 2025; accepted: September 22, 2025; published: October 24, 2025

*通讯作者。

文章引用: 王硕, 王恋英, 邱宝贵, 金花, 王茂林, 胡冰山. 基于 Stewart 平台与 sEMG 的特定运动轨迹下肌肉激活模式分析[J]. 建模与仿真, 2025, 14(10): 290-303. DOI: 10.12677/mos.2025.1410624

Abstract

Balance control relies on the coordinated activity of multiple lower-limb muscles, and revealing their response patterns under multidimensional perturbations is of great importance for rehabilitation training and fall prevention. In this study, five representative perturbation trajectories were designed based on the inverse kinematic calculations of a Stewart six-degree-of-freedom platform, including acceleration along the X-axis, acceleration along the Y-axis, sinusoidal rotation about the X-axis, sinusoidal rotation about the Y-axis, and combined pitch-roll motion. Healthy participants performed tasks on the platform, while surface electromyography (sEMG) signals of the soleus, medial gastrocnemius, tibialis anterior, biceps femoris, and quadriceps femoris were recorded using the Noraxon-DTS wireless system. The signals were processed through demeaning, band-pass filtering, full-wave rectification, and smoothing, with root mean square (RMS) and integrated EMG (iEMG) extracted as key indicators. Results showed that sagittal perturbations primarily activated distal lower-leg muscles, frontal perturbations mainly engaged thigh muscles, medial gastrocnemius exhibited a pronounced response under rotational perturbations, and combined perturbations induced enhanced multi-muscle synergies. In conclusion, the Stewart platform, driven by inverse kinematic control, combined with sEMG analysis, provides an effective approach to reveal lower-limb muscle response patterns under multidimensional perturbations, offering valuable insights for rehabilitation training and motor control research.

Keywords

Stewart Platform, Surface Electromyography (sEMG), Lower-Limb Balance Control, Perturbation Training, Neuromuscular Response

Copyright © 2025 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

维持直立姿态是人类一切活动的基础，这一过程依赖于神经系统整合视觉、前庭和本体感觉信息，并精确控制下肢肌肉产生相应的力矩以应对各种内部及外部扰动[1]。平衡控制能力不仅关系到日常生活中的安全与稳定，也是运动表现和康复训练的重要指标[2]。在衰老和神经系统疾病背景下，平衡功能受损常导致跌倒风险增加，对个体健康和生活质量构成严重威胁。在运动训练学、人体工效学和康复医学中，如何有效提升个体的平衡能力、预防跌倒和损伤，已成为研究重点[3]-[5]。

目前常见的平衡训练方法包括单腿站立、平衡垫训练和外力推拉干预等[6]。这些方法虽能在一定程度上考察下肢的稳定性，但在扰动的方向、幅度、速度及可重复性上存在显著局限，缺乏对真实复杂环境的模拟，难以系统研究多维扰动下的神经肌肉控制机制。尤其在康复训练中，患者往往面临来自多个方向的姿势干扰，因此仅依赖单向扰动训练可能不足以恢复全面的平衡能力[7] [8]。

Stewart 平台是一种六自由度并联机构，最早用于飞行模拟和虚拟现实[9]。近年来，平台以其高精度、高刚度和可编程复杂空间运动的独特优势，为生物力学研究提供了革命性的工具[10]。它能精确复现任何预设的线性与角运动轨迹，从而实现对特定扰动模式的标准化、量化控制，为研究神经肌肉控制机制创造了理想条件[11]。在本研究中，基于 Stewart 平台的逆运动学建模，设计了五种具有代表性的扰动轨迹：沿 X 轴方向的线性加速，用于模拟矢状面前后方向的推拉干扰；沿 Y 轴方向的线性加速，对应额状

面左右方向的姿势挑战；绕 X 轴的正弦翻转，用于模拟侧向翻倒趋势；绕 Y 轴的正弦翻转，对应身体前后倾倒情境；叠加俯仰与翻滚的复合扰动，以考察复杂动态条件下的多肌群协同响应。通过对轨迹幅值、频率与速度的参数化调控，实验能够在可重复的条件下呈现不同类型扰动，避免传统方法的随机性和不可控性。

表面肌电(sEMG)技术是无创监测肌肉激活状态的黄金标准，通过电极贴附在皮肤表面，记录骨骼肌在收缩过程中产生的生物电信号，能够实时反映肌肉的兴奋程度与活动模式[12]。通过对 sEMG 信号的时域与频域分析，可以获得肌肉强度、耐力、疲劳等多方面信息。其中，均方根值(RMS)常用于反映肌肉活动强度，积分肌电(iEMG)则用于表示一定时间内的总肌肉活动量[13][14]。结合扰动实验，sEMG 能够揭示下肢在不同姿势挑战下的肌肉激活规律。

国内外已有大量研究探讨了下肢肌肉在平衡任务中的作用[15]。然而，这些研究多集中于单一扰动条件，缺乏在多维度扰动下的系统比较。此外，如何在实验室环境下可控地施加扰动，仍是研究中的难点。本研究旨在创新性地利用 Stewart 平台与无线 sEMG 系统，探究健康成年人在多种标准化多维扰动下，下肢关键肌群(包括踝关节的跖屈、背屈肌群和膝关节的屈、伸肌群)的激活特性。本研究提出假设：不同方向与类型的扰动将选择性地募集不同的肌肉协同模式，且踝关节周围肌群在姿态控制中起主导作用。通过验证这一假设，本研究旨在为基于精准扰动的平衡功能评估和神经肌肉康复训练提供理论依据与实验方法。

2. Stewart 平台轨迹实现与控制系统

2.1. 基于平台参数的逆运动学求解

本研究所采用的 Stewart 平台具体结构参数包含上平台铰点分布圆直径 $D_p = 700 \text{ mm}$ ，下平台铰点分布圆直径 $D_b = 1000 \text{ mm}$ ，下平台相邻铰点夹角 $\delta = 14^\circ$ ，平台中位高度 $H_0 = 585 \text{ mm}$ 。为建立运动学模型，定义了坐标系(图 1)，全局坐标系(静坐标系) $\{B\}$ 固联于下平台中心 O_i ，Z 轴垂直向上，Y 轴指向铰链 B_4 ；动平台坐标系 $\{P\}$ 固联于上平台中心 O_0 ，Z 轴垂直向上，Y 轴指向铰链 P_4 。

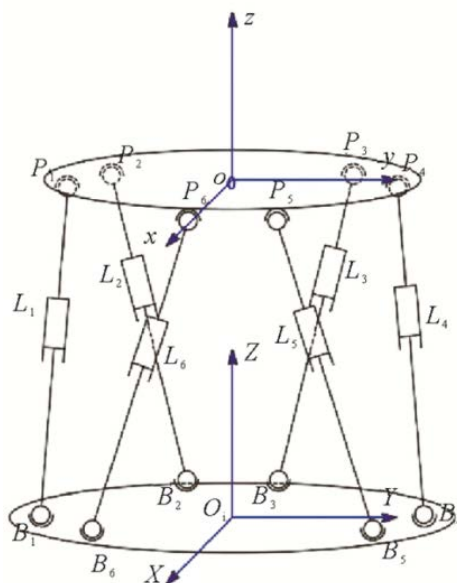


Figure 1. Stewart six-degree-of-freedom parallel mechanism
图 1. Stewart 六自由度并联机构

上下平台的铰 B_i 和 P_i 在各自的坐标系中呈圆周分布，其坐标由几何关系确定。

下平台铰点 B_i 在 $\{B\}$ 系中的坐标可表示为公式(2-1)：

$$b_i = \begin{bmatrix} \frac{D_b}{2} \cos \theta_{b,i} \\ \frac{D_b}{2} \sin \theta_{b,i} \\ 0 \end{bmatrix}, i = 1, 2, \dots, 6 \quad (2-1)$$

上平台铰点 P_i 在 $\{P\}$ 系中的坐标可表示为公式(2-2)：

$$p_i = \begin{bmatrix} \frac{D_p}{2} \cos \theta_{p,i} \\ \frac{D_p}{2} \sin \theta_{p,i} \\ 0 \end{bmatrix}, i = 1, 2, \dots, 6 \quad (2-2)$$

对于此 6-6 式平台(每根支杆独立连接上下铰点)，其方位角 $\theta_{b,i}$ 和 $\theta_{p,i}$ 由公式(2-3)、(2-4)表示：

$$\theta_{b,i} = \begin{cases} (i-1) \times 60^\circ + \delta & i = 1, 3, 5 (\text{odd}) \\ (i-2) \times 60^\circ - \delta & i = 2, 4, 6 (\text{even}) \end{cases} \quad (2-3)$$

$$\theta_{p,i} = \begin{cases} (i-1) \times 60^\circ & i = 1, 3, 5 (\text{odd}) \\ (i-2) \times 60^\circ & i = 2, 4, 6 (\text{even}) \end{cases} \quad (2-4)$$

逆运动学推导中，给定上平台位姿：位置矢量 $\mathbf{P} = [x, y, z]^T$ 和由 Z-Y-X 欧拉角 (γ, β, α) 构成的旋转矩阵 $\mathbf{R}$ 见公式(2-5)：

$$\mathbf{R} = R_z(\gamma) R_y(\beta) R_x(\alpha) = \begin{bmatrix} c\gamma c\beta & c\gamma s\beta s\alpha - s\gamma c\alpha & c\gamma s\beta c\alpha + s\gamma s\alpha \\ s\gamma c\beta & s\gamma s\beta s\alpha + c\gamma c\alpha & s\gamma s\beta c\alpha - c\gamma s\alpha \\ -s\beta & c\beta s\alpha & c\beta c\alpha \end{bmatrix} \quad (2-5)$$

其中， $s(\cdot) = \sin(\cdot)$, $c(\cdot) = \cos(\cdot)$ 。

则第 i 根支杆的矢量 $\mathbf{l}_i$ 在静系 $\{B\}$ 中的表达见公式(2-6)：

$$\mathbf{l}_i = \mathbf{P} + \mathbf{R} \cdot p_i - b_i \quad (2-6)$$

其长度 L_i 即为该矢量的模，见公式(2-7)：

$$L_i = \|\mathbf{l}_i\| = \sqrt{(P + R p_i - b_i)^T (P + R p_i - b_i)} \quad (2-7)$$

上述即为 Stewart 平台的逆运动学解。对于给定的上平台位姿 $[x, y, z, \alpha, \beta, \gamma]$ ，通过公式(2-7)可以精确计算出六根电动缸的所需长度 L_1 到 L_6 。

2.2. 轨迹定义

上层运动指令至关节空间控制指令的生成核心是逆运动学的实时解算。本研究涉及五个特定扰动轨迹在任务空间中的数学描述见公式(2-8)至(2-12)：

$$X_{x-acc}(t) = \begin{bmatrix} A_x \sin(2\pi ft) \\ 0 \\ H_0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2-8)$$

$$X_{y-acc}(t) = \begin{bmatrix} 0 \\ A_y \sin(2\pi ft) \\ H_0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2-9)$$

$$X_{pitch}(t) = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & H_0 \\ A_\alpha \sin(2\pi ft) \\ 0 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (2-10)$$

$$X_{roll}(t) = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ H_0 \\ 0 \\ A_\beta \sin(2\pi ft) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2-11)$$

$$X_{pitch-roll}(t) = \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ H_0 \\ A_\alpha \sin(2\pi ft) \\ A_\beta \sin(2\pi ft + \phi) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (2-12)$$

其中 A_x 、 A_y 为平移幅度， A_α 、 A_β 为旋转幅度， f 为运动频率， H_0 为平台中位高度， ϕ 为相位差。

对于每一控制周期，上位机都会执行获取期望位姿、计算旋转矩阵、逆运动学解算、输出目标长度向量并通过实时总线下发至驱动器的完整流程，从而实现从任务空间轨迹到关节空间指令的确定性映射。

2.3. 电机伺服控制策略

为实现对目标杆长的高精度跟踪，本研究对六台电机采用基于误差反馈与前馈补偿的复合伺服控制策略。

第 i 号电机的控制量 $u_i(t)$ 由公式(2-13)计算：

$$u_i(t) = K_p e_i(t) + K_i \int_0^t e_i(\tau) d\tau + K_d \frac{de_i(t)}{dt} + K_{ff} \frac{dL_{desired,i}(t)}{dt} \quad (2-13)$$

式中：

$e_i(t) = L_{\text{desired},i}(t) - L_{\text{actual},i}(t)$ 为第 i 号支杆的长度跟踪误差(单位: mm);
 $L_{\text{desired},i}(t)$ 为由高精度编码器实时反馈得到的支杆实际长度(单位: mm);
 K_p 、 K_i 、 K_d 分别为比例、积分、微分增益系数;
 K_f 为前馈增益系数;
 $\frac{dL_{\text{desired},i}(t)}{dt}$ 为目标杆长的微分(即目标速度)。

在此控制律中, PID 反馈项用于抑制模型失配、摩擦力及外部扰动(如受试者移动)带来的不确定性, 确保系统的稳定性与鲁棒性; 前馈项则通过注入与目标速度成正比的控制量, 主动补偿系统的惯性滞后, 显著提升了对动态指令的跟踪速度与精度。

整个控制系统采用“上位机 + 下位机”的分布式架构, 如图 2 所示; 上位机运行 MATLAB/Simulink 实时系统, 进行轨迹规划和逆运动学解算, 生成六路并行的目标杆长信号, 通过 EtherCAT 等高速现场总线将目标指令下发至各个电机驱动器; 下位机(电机驱动器)接收来自总线的目标指令, 本地驱动器内置 PID 控制算法, 以极高频率(通常 >1 kHz)采样电机编码器反馈, 计算实际杆长 L , 并执行上述控制律, 生成电流指令驱动电机。将电机状态(实际位置、错误码等)反馈给上位机。这种架构将计算密集的逆解算与要求高实时性的电机电流控制分离开, 保证了系统的整体性能和稳定性。

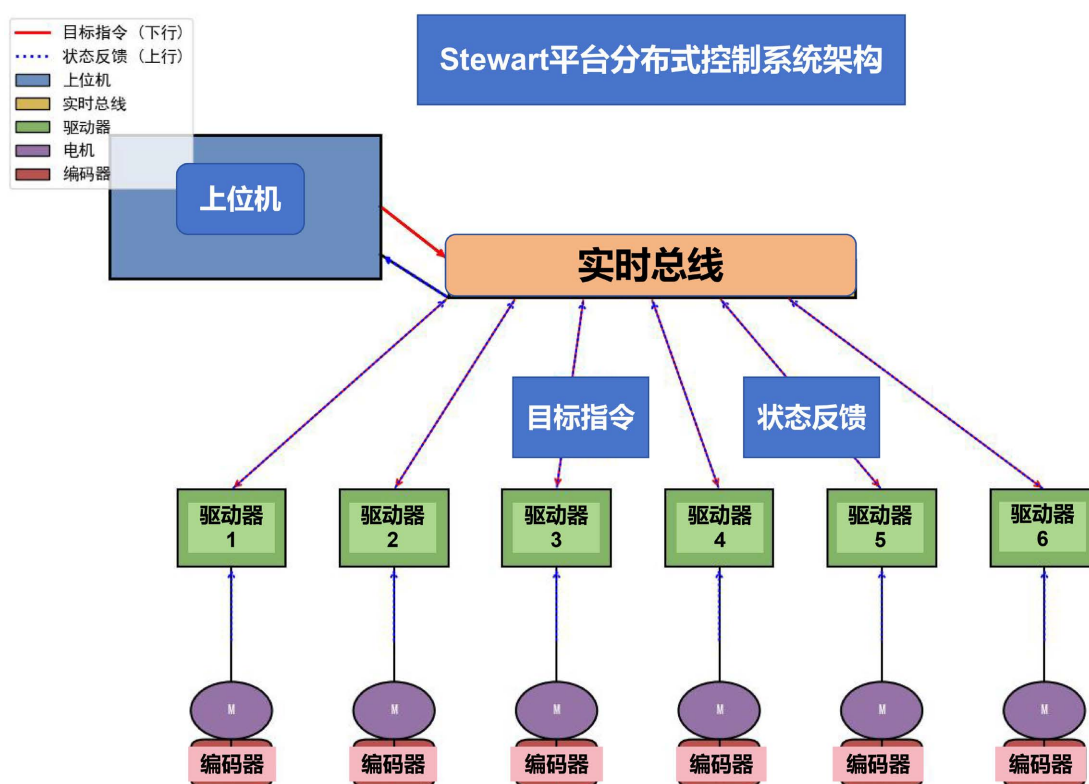


Figure 2. Distributed architecture of the control system
 图 2. 控制系统分布式架构

最后为验证控制系统的跟踪性能, 通过 Python 绘制了在典型正弦轨迹指令下, 一支电动缸的跟踪效果, 如图 3 所示。结果显示, 实际杆长能够紧密跟随目标指令, 误差极小, 证明了所述控制策略的有效性。

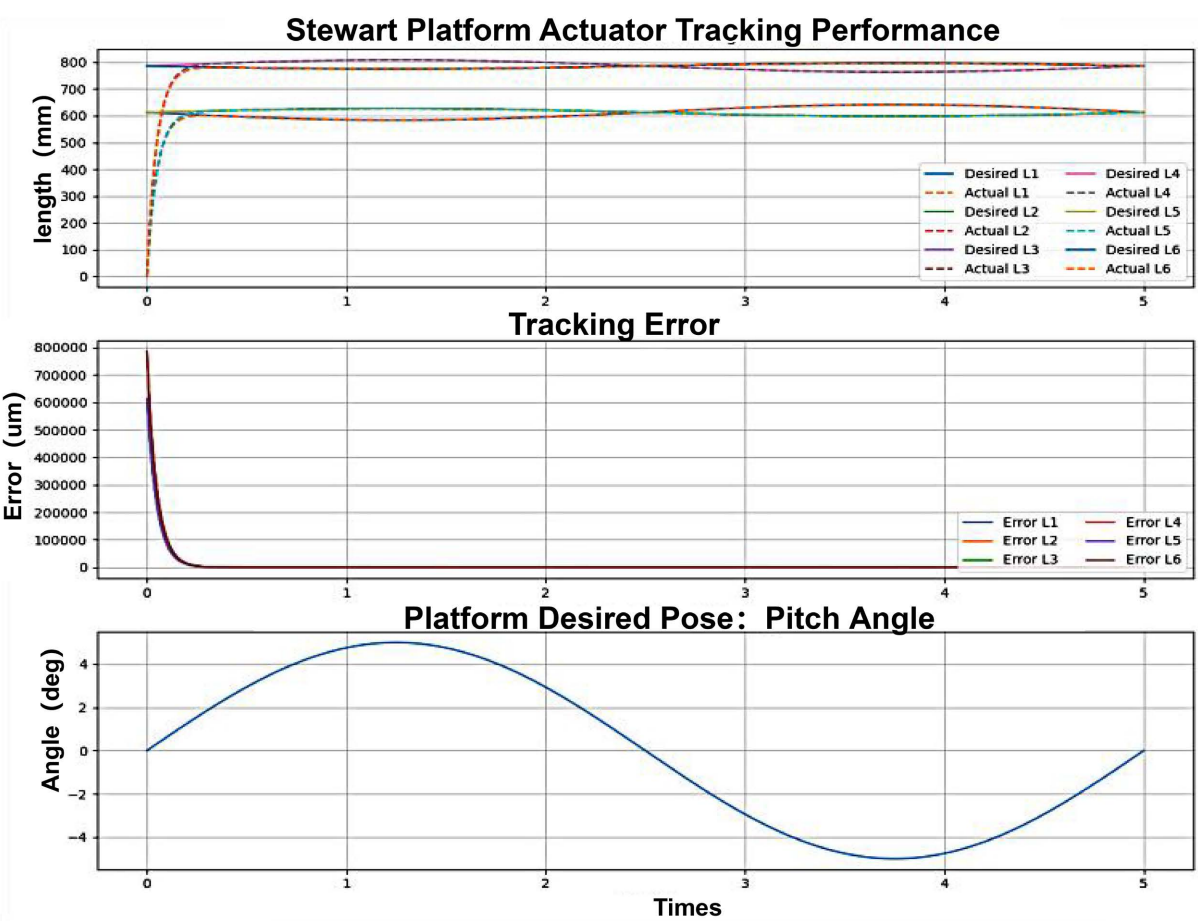


Figure 3. Motor tracking performance under sinusoidal trajectory
图 3. 正弦轨迹下电机跟踪效果

3. 实验方法

3.1. 实验对象

本研究选取了 10 名健康成年受试者(表 1)，受试者均为右利脚，无下肢疾病或平衡障碍史，也无近期运动损伤。实验前均签署了知情同意书。为保证实验安全，实验全程均使用威亚保护系统，以避免平台扰动造成跌落风险。

Table 1. Subject information
表 1. 受试者信息

性别	年龄	身高(cm)	体重(kg)	人数
男	24 ± 1	177 ± 6	82 ± 10	10

3.2. 实验系统

实验系统主要由三部分组成，如图 4 所示。

Stewart 并联平台：其结构由六条电动伸缩杆连接动、静平台组成，能够实现三向平移和三向转动，有效负载 ≥ 200 kg。平台的最大平移范围为 ± 150 mm，最大转角为 $\pm 20^\circ$ ，控制精度可达 0.1 mm/0.1°。平

台坐标系定义为：X 轴(前后方向，与人体矢状轴一致)、Y 轴(左右方向，与人体冠状轴一致)、Z 轴(垂直方向)。在实验中，受试者赤脚自然站立于动平台中央，身体面向平台的 X 轴方向，以便不同扰动模式能够对应矢状面与额状面的姿势调节。

无线表面肌电采集系统：采用 Noraxon DTS 系列无线表面肌电系统，采样频率设定为 1500 Hz，信号输入阻抗大于 100 MΩ，信噪比优于 80 dB，能够满足动态状态下的高精度采集。按照 SENIAM (Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles)的电极放置规范，电极分别粘贴于比目鱼肌(SOL)、腓肠肌内侧(MG)、胫骨前肌(TA)、股二头肌(BF)和股四头肌(RF，取股直肌位置)的肌腹位置，以捕捉这些在平衡调节中起核心作用的下肢肌群的电活动。

安全与控制系统：为防止意外跌倒，受试者穿戴全身式保护威亚，威亚上方连接于固定滑轮，提供保护的同时不限制其活动。平台运动由上位机基于 MATLAB/Simulink 实时控制系统进行控制与生成。



Figure 4. Experimental system composition
图 4. 实验系统组成

3.3. 实验设计

实验设计包括五种不同的扰动模式(表 2)，分别为沿 X 轴的加速运动(X-acc)、沿 Y 轴的加速运动(Y-acc)、绕 X 轴的正弦翻转(sin-Pitch)、绕 Y 轴的正弦翻转(sin-Roll)，以及同时绕 X 轴和 Y 轴进行的俯仰翻滚复合扰动(Pitch + Roll)。其中，加速模式的最大位移为±100 mm，加速度峰值设为 0.5 m/s²，持续时间 2 秒；翻转模式的最大转角为±15°，频率 0.25 Hz；复合扰动则是绕 X 和 Y 轴同时进行正弦翻转叠加，角度 ±10°，频率 0.25 Hz。每种模式均重复三次，顺序随机化，间隔约 2 分钟，以减轻疲劳效应。

在本研究的扰动参数设置中，加速度峰值(0.5 m/s²)、翻转角度(±15°或±10°)和频率(0.25 Hz)的选择综合参考了既往生物力学与临床研究。已有研究表明，人体在日常生活中常遇到的外力干扰，如公交车启停或轻度推拉，其加速度通常低于 1 m/s² [1] [4]，而 0.5 m/s² 足以引发下肢平衡肌群的显著响应，但通常不会造成受试者迈步反应，从而保证了扰动的安全性可控性。翻转角度的范围(±10°~±15°)则与步态研究和康复训练中常用的姿态挑战幅度相当，既能有效挑战矢状面和额状面平衡控制，又避免超过 20°所带来的过度失衡风险。扰动频率设定为 0.25 Hz，旨在模拟日常姿态调整中低频率的周期性摇摆，与人体姿势控制系统的固有频率相吻合，从而更容易诱发典型的神经肌肉响应模式。这些参数的设定既保证了实验的安全性与可行性，又兼顾了平衡控制挑战的充分性，为结果的解释提供了合理依据。

Table 2. Design of platform perturbation modes
表 2. 平台扰动模式设计

扰动模式	平台轨迹描述
X-acc	沿 X 轴(前后方向)加速运动，模拟人体在矢状面上的惯性扰动。

续表

Y-acc	沿 Y 轴(左右方向)加速运动, 模拟人体在额状面上的横向扰动。
sin-Pitch	绕 X 轴(矢状轴)进行正弦函数形式的周期性翻转, 模拟身体侧倾。
sin-Roll	绕 Y 轴(额状轴)正弦翻转, 模拟身体前后倾斜。
Pitch + Roll	绕 X 轴与 Y 轴翻转同时叠加。

采集到的肌电信号经 MATLAB 软件处理。针对每次扰动的稳定周期段, 计算两个关键的肌肉激活指标: 均方根值(RMS)和积分肌电值(iEMG)。RMS 是评估 sEMG 信号振幅大小(即肌肉激活强度)的经典时域指标。它反映了在特定时间窗口内肌肉放电的平均功率水平, 对运动单元募集和放电率的变化均很敏感, 且抗干扰能力较强[6]。其计算见公式(3-1):

$$\text{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2} \quad (3-1)$$

其中 x_i 是经过预处理后的第 i 个 sEMG 数据点, N 为计算窗口内的数据点总数。本研究选取整个扰动周期内的稳定段进行计算, RMS 值越大, 代表该时间段内肌肉收缩的平均强度越高。

积分肌电值(Integrated EMG, iEMG): iEMG 是 sEMG 信号经全波整流和平滑后, 在特定时间段内曲线下面积的近似值。它主要用于评估肌肉在一段时间内的总活动量, 与肌肉的疲劳程度和做功总量密切相关[7]。其计算见公式(3-2):

$$\text{iEMG} = \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (3-2)$$

其中 x_i 为整流后的 sEMG 信号幅值, N 为计算窗口内的数据点总数。本研究通过计算整个扰动周期内的 iEMG 值, 用以比较不同肌肉在不同轨迹下的总负荷贡献。iEMG 值越大, 代表该肌肉在该次扰动中总的电生理活动越多, 做功量越大。

由于未采集最大随意收缩(MVC), 本研究采用各肌肉在所有试次中的最大值作为归一化基准, 以保证不同受试者和不同肌肉之间的可比性。在特征指标的选择上, 本研究提取了均方根值(RMS)和积分肌电(iEMG)。RMS 能够反映肌肉在单位时间内的活动强度, 是衡量肌肉兴奋水平的常用指标; iEMG 则表示在一定时间段内肌肉电活动的总量, 能够综合反映整体工作负荷。这些特征值在不同扰动模式下分别计算, 并取三次试验的平均值作为最终结果。

3.4. 实验过程

实验前, 受试者保持自然直立姿势站立于平台中央, 不采取迈步或借助手扶等补偿行为, 双脚与肩同宽, 面向平台 X 轴方向, 使平台的 X 方向对应人体的矢状轴, Y 方向对应冠状轴, Z 方向为垂直方向。为确保安全, 所有受试者均佩戴保护威亚以防跌落。

实验过程中使用 Noraxon DTS 系列无线表面肌电系统采集受试者下肢五块肌肉的表面肌电信号, 分别为比目鱼肌、腓肠肌内侧、胫骨前肌、股二头肌和股四头肌。肌电电极按照 SENIAM 标准方法进行贴附。在电极放置前, 使用酒精棉片清洁皮肤, 并在必要时去除毛发, 以降低皮肤阻抗和减少伪差。电极固定后, 对信号质量进行了检测, 确保实验过程中记录的稳定性。平台运动轨迹由上位机统一控制, 主要包括五种典型扰动模式: 沿 X 轴的加速运动、沿 Y 轴的加速运动、绕 X 轴的正弦翻转、绕 Y 轴的正弦翻转以及复合的俯仰与翻滚运动。每种模式均重复三次, 顺序随机化, 间隔设置为足够的休息时间以避免疲劳效应。

在数据采集环节, Stewart 平台启动预设轨迹的同时, 肌电系统以 1000 Hz 采样率同步记录肌肉电活动。受试者需保持自然站立姿势, 不允许主动用力抵抗, 以确保获取的信号能够反映平台扰动对肌肉的本征响应。整个实验过程由实验人员在旁监控, 确保受试者安全与实验顺利进行, 具体如图 5 所示。

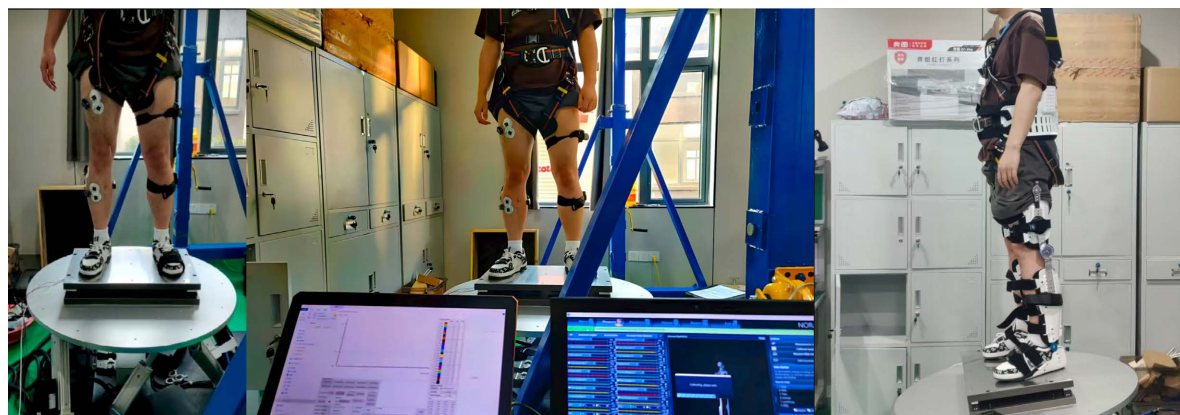


Figure 5. Experimental procedure

图 5. 实验过程

3.5. 数据处理

采集到的肌电信号 sEMG 数据处理在 MATLAB R2021b 中完成。原始信号首先经过预处理去均值, 以消除直流分量。随后使用 4 阶 Butterworth 带通滤波器(20 Hz~450 Hz)去除运动伪差和高频噪声以保留有效肌电成分。对滤波后的信号进行全波整流将信号转换为正值, 并采用 50 ms 滑动平均法进行平滑处理, 从而得到清晰的信号包络。为便于不同受试者及不同肌肉间的比较, 本研究将计算的各段信号的均方根值(RMS), 作为肌肉激活水平的定量指标。进一步计算得到 RMS 和 iEMG, 并采用 95th 百分位值进行归一化, 得到 nRMS 与 niEMG 指标。归一化后, 各受试者及肌肉的基线差异显著减小, 保证了不同扰动模式之间的可比性。数据分析过程中, 将五种扰动模式下的结果分别统计, 并对比不同肌肉在各运动条件下的激活程度。通过多组实验的平均处理, 可以减少个体差异和偶然性影响, 确保结果的代表性。最后, 采用方差分析方法检验不同扰动模式下肌肉激活的显著性差异, 从而揭示平台运动模式对下肢主要肌群的调控规律。

由于受试者数量有限, 本研究以探索性分析为主, 重点在于揭示肌肉响应的整体规律而非统计推断。

4. 实验结果

为探究多维度扰动对下肢肌肉激活模式的影响, 本研究分析了 10 名受试者在五种不同轨迹扰动下的表面肌电(sEMG)信号。图 6 展示了特定轨迹下代表性肌肉的 sEMG 信号与功率谱密度(PSD), 图 7 综合展示了所有轨迹下各肌肉激活强度的对比模式, 图 8 展示了不同肌肉对不同轨迹的响应对比, 表 1 提供了全部数据的平均值与标准差。

4.1. 肌电信号与频谱特征

图 6 展示了四种典型工况下的原始 sEMG 信号及其功率谱密度(PSD), 反映了不同扰动下肌肉激活的时域与频域特征。在绕 Y 轴翻转(Roll)轨迹下, MG 的 sEMG 信号幅值最高, 包络线呈现出持续的高振幅活动(图 6(d)), 其 PSD 在主要频段的能量集中程度也显著高于其他条件, 这表明 MG 在此扰动下发生了强烈且持续的募集。对于沿 Y 向加速(Y-acc)的轨迹, BF 的 sEMG 活动呈现为规律性的中高幅值波动

(图 6(c))。而在俯仰翻滚(Pitch + Roll)复合轨迹下, SOL 的 sEMG 信号则显示出持续且稳定的中等强度活动(图 6(b)), 体现了其在复杂扰动下的核心稳定作用。这些原始的时频特征为后续的定量分析提供了直观且高质量的验证。

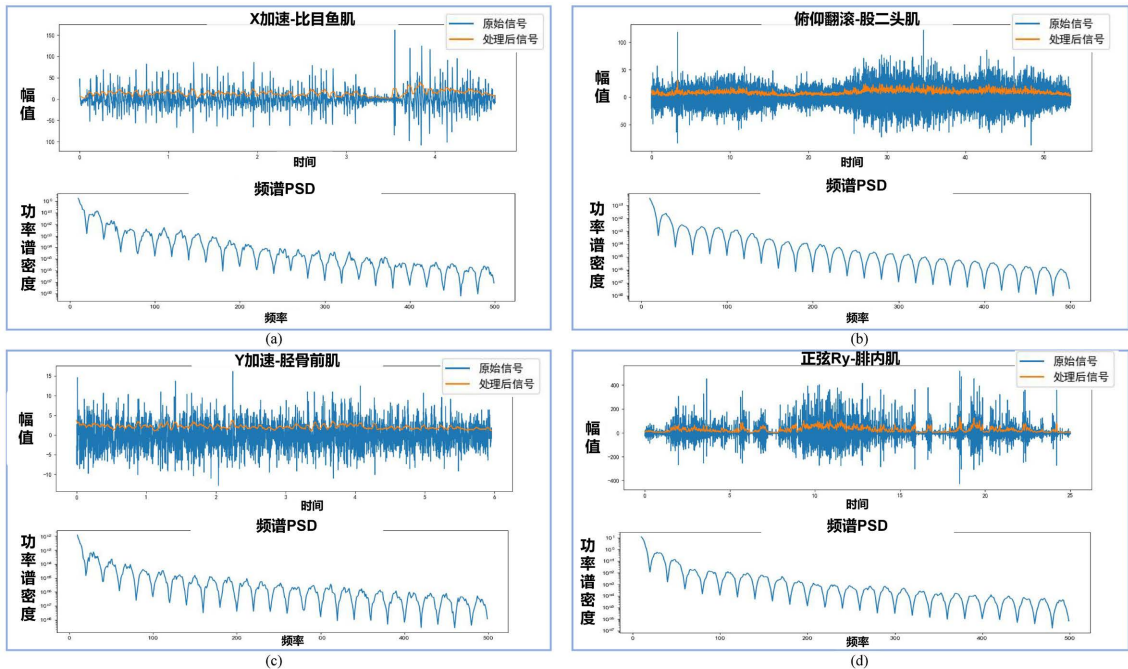


Figure 6. Processed sEMG signals and PSD
图 6. 处理后的 sEMG 信号与 PSD

4.2. 归一化 RMS 的轨迹差异

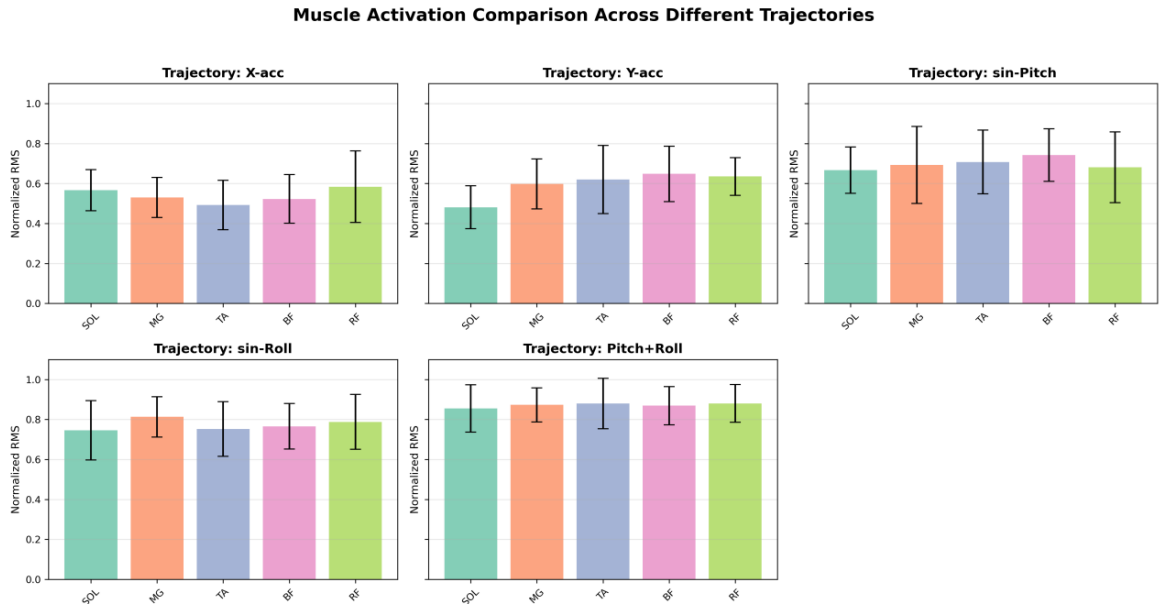


Figure 7. Comparison of normalized RMS across muscles under different trajectories
图 7. 不同轨迹下肌肉归一化 RMS 对比

为减小个体间差异对结果的影响,本研究对每名受试者的 RMS 值进行归一化处理,以其在所有轨迹条件下的最大 RMS 值作为基准,计算了各肌肉归一化的均方根值(nRMS)。随后,将 10 名受试者在相同条件下的归一化 RMS 数据进行平均,得到整体的均值 $\pm$ 标准差,从而反映不同扰动轨迹下各肌肉的群体水平激活特征。其次,对五个轨迹下的五块主要肌肉的归一化 RMS 进行统计,绘制了柱状图如图 7 所示。结果显示,不同轨迹下肌肉激活水平具有差异性:在沿 X 向加速时,股四头肌的 RMS 值最高,提示其在矢状面前后方向上的扰动控制中起主导作用;而在沿 Y 向加速时,胫骨前肌表现出较高的激活水平,说明其在冠状面方向上具有重要稳定作用。在绕 X 轴翻转时,比目鱼肌与腓肠肌内侧均表现出显著激活,提示踝关节伸肌群在维持身体稳定中发挥关键作用。绕 Y 轴翻转时,股二头肌和股四头肌激活增加,反映了大腿肌群在抵抗侧向翻转中的作用。至于俯仰翻滚,多个肌群均表现出中等强度的激活,说明该模式对整体下肢肌群均有广泛调动。

4.3. 跨肌肉对比分析

为了进一步比较单个肌肉在不同扰动模式下的差异性,本研究绘制了跨肌肉对比图,如图 8 所示。结果表明:所有肌肉均在翻转轨迹(sin-Pitch、sin-Roll、Pitch-Roll)下肌肉的激活程度最高,翻转的自由度越大激活程度越好,如 Pitch-Roll 模式;线性轨迹下,除比目鱼肌 SOL 在 X-acc 模式激活程度较高,其余肌肉均在 Y-acc 模式下激活较好。本研究结果表明,翻转轨迹能够诱发下肢肌群更强的整体激活反应,说明多维角度扰动比单纯的线性加速度更能全面挑战平衡控制。相比之下,线性轨迹表现出明显的方向特异性:前后方向的 X-acc 主要增强比目鱼肌(SOL)的活动,而左右方向的 Y-acc 更易激活股四头肌、股二头肌和腓肠肌等大腿肌群。此结论进一步证实,翻转扰动适合用于综合性平衡训练,而不同方向的线性扰动则可针对性地强化踝关节或髌膝关节的控制能力。

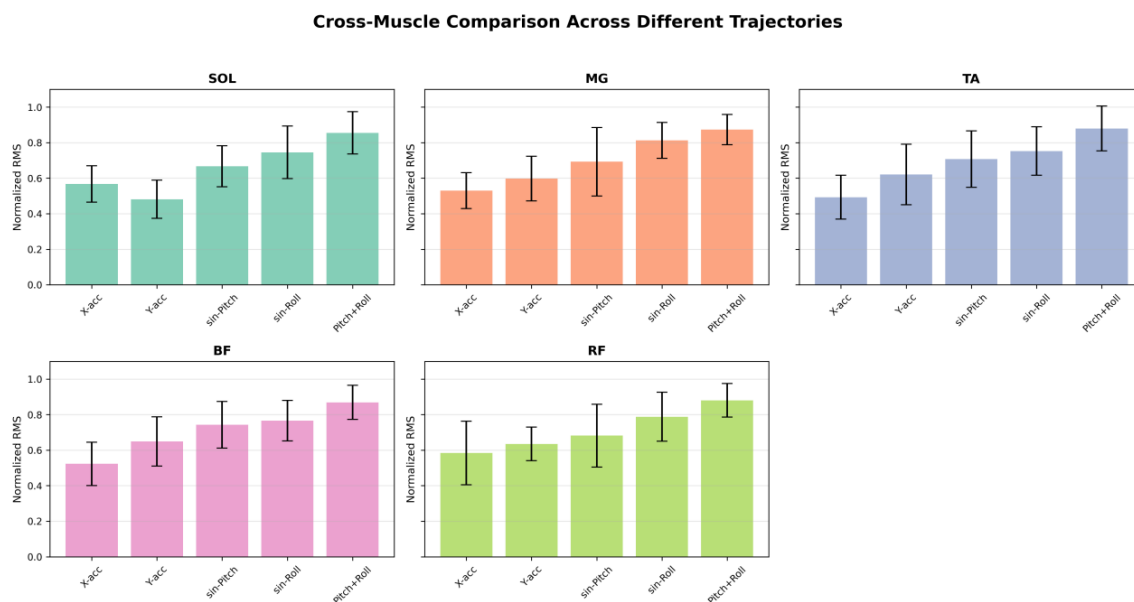


Figure 8. Comparison of muscle responses to different trajectories

图 8. 不同肌肉对轨迹的响应对比

4.4. 统计结果总结

为总结整体趋势,本研究对所有受试者的归一化 iEMG (niEMG)进行了统计,计算了五块肌肉在五个

轨迹下的均值 $\pm$ 标准差(表 3)。结果与图 7 和图 8 趋势一致，这些差异与图表结果一致，进一步支持了各轨迹模式对下肢主要肌群调控作用的差异性结论。

Table 3. Mean $\pm$ standard deviation of niEMG for five muscles under five trajectories
表 3. 五块肌肉在五个轨迹下的 niEMG 均值 $\pm$ 标准差

肌肉	x 向加速	y 向加速	正弦 Rx 翻滚	正弦 Ry 翻滚	俯仰翻滚
比目鱼肌	0.567 $\pm$ 0.103	0.481 $\pm$ 0.107	0.667 $\pm$ 0.116	0.746 $\pm$ 0.149	0.855 $\pm$ 0.119
腓内肌	0.530 $\pm$ 0.100	0.598 $\pm$ 0.125	0.693 $\pm$ 0.193	0.813 $\pm$ 0.101	0.873 $\pm$ 0.085
胫骨前肌	0.493 $\pm$ 0.123	0.621 $\pm$ 0.171	0.708 $\pm$ 0.159	0.752 $\pm$ 0.136	0.880 $\pm$ 0.126
股二头肌	0.523 $\pm$ 0.122	0.649 $\pm$ 0.139	0.743 $\pm$ 0.132	0.766 $\pm$ 0.114	0.869 $\pm$ 0.096
股四头肌	0.584 $\pm$ 0.179	0.635 $\pm$ 0.095	0.682 $\pm$ 0.177	0.788 $\pm$ 0.138	0.880 $\pm$ 0.095

5. 讨论

分析结果显示，不同扰动模式下下肢肌肉的激活程度存在显著差异。线性加减速模式主要增强股四头肌或股二头肌的活动，表现出维持身体重心稳定的需求；周期性摇摆模式对胫骨前肌和腓内肌激活作用较强，说明其在姿势调整中发挥关键作用；复合扰动则诱发多肌群协同反应，体现了复杂环境下的平衡调节机制。这些结果不仅揭示了不同扰动模式对下肢肌肉的差异化影响，还为基于扰动的平衡训练及康复策略设计提供了参考和实验依据。

6. 结论

本研究基于 Stewart 六自由度平台与无线表面肌电系统，系统探讨了健康成年人在多维扰动下的下肢肌肉激活模式。结果表明，不同扰动模式能够诱发具有方向特异性和协同性的肌肉响应：矢状面扰动主要增强踝关节伸肌群的活动，额状面扰动则更显著地募集大腿屈伸肌群；翻转扰动相比线性加速可诱发更强烈的整体肌群反应，而复合扰动则表现为多肌群的广泛协同。研究结果揭示了下肢在复杂扰动条件下的神经肌肉控制规律，验证了 Stewart 平台结合 sEMG 分析在平衡研究中的有效性。

本研究的发现对康复训练与跌倒预防具有重要启示：一方面，可以通过针对性扰动设计选择性地强化踝关节或髌膝关节的控制功能；另一方面，复合扰动模式更适用于综合性平衡能力的提升。未来研究可在更多样化的人群和临床场景中验证这些结论，并结合个体化控制策略，以开发更精细化的平衡康复训练方案。

参考文献

- [1] Horak, F.B. (2006) Postural Orientation and Equilibrium: What Do We Need to Know about Neural Control of Balance to Prevent Falls? *Age and Ageing*, **35**, ii7-ii11. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl077>
- [2] 朱昱, 林金明, 王超. 功能性踝关节不稳定影响平衡测试中踝关节肌肉活化的表现[J]. 中国运动医学杂志, 2019, 38(2): 137-144.
- [3] Rubenstein, L.Z. (2006) Falls in Older People: Epidemiology, Risk Factors and Strategies for Prevention. *Age and Ageing*, **35**, ii37-ii41. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl084>
- [4] Mansfield, A. and Maki, B.E. (2009) Perturbation Training to Prevent Falls: Translating Laboratory Findings into Clinical Practice. *Age and Ageing*, **38**, 393-395.
- [5] 朱奕, 王彤, 孟殿怀, 等. 三维运动分析系统在平衡功能测试中的可行性研究[J]. 中华物理医学与康复杂志, 2007, 29(9): 623-626.
- [6] 王红梅, 徐秀林. 人体动静态姿势平衡能力测试的理论与应用[J]. 中国组织工程研究, 2010, 14(43): 8095-8098.

-
- [7] Tong, C.Y., Zhu, R.T., Ling, Y.T., Scheeren, E.M., Lam, F.M.H., Fu, H., *et al.* (2023) Muscular and Kinematic Responses to Unexpected Translational Balance Perturbation: A Pilot Study in Healthy Young Adults. *Bioengineering*, **10**, Article 831. <https://doi.org/10.3390/bioengineering10070831>
 - [8] 胡进, 侯增广, 陈翼雄, 等. 下肢康复机器人及其交互控制方法[J]. 自动化学报, 2014, 40(11): 2377-2390.
 - [9] Merlet, J.P. (2006) Parallel Robots. Springer. <https://doi.org/10.1007/1-4020-4133-0>
 - [10] 张建国, 刘春晓, 胡鑫. 基于 3-UPS/RRR 的并联踝关节康复机构及其性能分析[J]. 机械工程学报, 2020, 56(15): 112-121.
 - [11] Rastegarpanah, A., Saadat, M. and Rakhodaei, H. (2013) Analysis and Simulation of Various Stewart Platform Configurations for Lower Limb Rehabilitation. *Proceedings of the 4th Annual BEAR PGR Conference*, Birmingham, 16 December 2013.
 - [12] De Luca, C.J. (1997) The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, **13**, 135-163. <https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
 - [13] 刘畅, 陈炜, 王玮. 基于轨迹误差和表面肌电信号的上肢康复运动参与度评估[J]. 中国康复医学杂志, 2021, 36(10): 1185-1191.
 - [14] Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. and Rau, G. (2000) Development of Recommendations for SEMG Sensors and Sensor Placement Procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **10**, 361-374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
 - [15] Peterka, R.J. (2002) Sensorimotor Integration in Human Postural Control. *Journal of Neurophysiology*, **88**, 1097-1118. <https://doi.org/10.1152/jn.2002.88.3.1097>