参赛学生姓名：卢邦梁

中学：华东师范大学第二附属中学松江分校

省份：上海市

国家/地区：中国/南部赛区

指导老师姓名：石佳凝

指导老师单位：华东师范大学第二附属中学松江分校

论文题目：DeepAchilles：基于智能手机视频的篮球高风险动作识别与跟腱断裂风险预警系统

2026 S.T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖公文公示

DeepAchilles：基于智能手机视频的篮球高风险动作识别与跟腱断裂风险预警系统

DeepAchilles: A Smartphone-Video-Based System for High-Risk Basketball Movement Recognition and Achilles Tendon Rupture Risk Warning

卢邦梁

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

摘　要

中学生篮球运动跟腱损伤缺乏客观、低成本筛查手段，针对这个问题本文设计并实现了一套基于智能手机视频的篮球高风险动作识别与跟腱断裂风险预警系统DeepAchilles。系统以两部智能手机同步拍摄的运动视频为唯一输入，利用 OpenCap 无标记动作捕捉平台提取人体三维运动学数据，结合 OpenGRF 估算地面反作用力，并通过 OpenSim 静力优化求解肌肉力，实现“视频输入到跟腱断裂风险预警”的全自动评估链路。在自建的 8 名中学生、4 类高风险动作（急停跳投、单脚起跳、欧洲步、变向跑）共 32 组实测数据集上，系统输出的跟腱峰值负荷在动作间差异显著（重复测量方差分析 $F(3,21)=7.815$，$p=0.001$，偏 $\eta^2=0.528$），其中变向跑负荷最高（均值 8.86 倍体重）。在此基础上，本文提出跟腱负荷-承载力概率风险评估算法：将跟腱负荷 L 与承载力 C 视为独立正态随机变量，按年龄、性别、发育程度、健康状况与既往断裂史五项因子对承载力进行个体化修正，计算跟腱力学超限概率并映射为绿/黄/橙/红四级预警。库级系统测试显示，8 名受试者中 5 人在变向跑动作处于高风险区（平均概率约 25.7%），并识别出体重与生长发育阶段两个影响风险分级的关键个体因素。实验与算例验证了系统从视频采集到风险预警全流程的有效性，为青少年篮球训练的负荷管理与损伤预防提供了一种低成本、可量化的技术方案。

关键词：视频运动分析；高风险动作识别；跟腱负荷预测；断裂概率评估；风险预警；中学生篮球

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖公示

Abstract

The problem is that there is a lack of objective, low-cost screening methods for Achilles tendon injuries in middle school basketball. To address this problem, this paper designs and implements DeepAchilles, a smartphone-video-based system for high-risk basketball movement recognition and Achilles tendon rupture risk warning. Taking videos captured synchronously by two smartphones as the sole input, the system uses the OpenCap markerless motion capture platform to extract three-dimensional kinematics, OpenGRF to estimate ground reaction forces, and OpenSim static optimization to solve muscle forces, forming a fully automatic pipeline from video input to Achilles tendon rupture risk warning. On a self-collected dataset of 8 middle school students and 4 high-risk movements (jump-stop shooting, single-leg takeoff, Euro step, and cutting) comprising 32 trials, the peak Achilles tendon loads output by the system differed significantly across movements (repeated-measures ANOVA: $F(3,21)=7.815$, $p=0.001$, partial $\eta^2=0.528$), with cutting producing the highest load (mean 8.86 body weights). Building on this, a load-capacity probabilistic risk assessment algorithm is proposed: tendon load L and load-bearing capacity C are treated as independent normal random variables, capacity is individualized by five factors (age, sex, developmental stage, health condition, and rupture history), and the mechanical overload probability is computed and mapped to a four-level (green/yellow/orange/red) warning scheme. In library-level system testing, 5 of the 8 subjects fell into the high-risk zone for cutting (mean probability about 25.7%), with body weight and developmental stage identified as two key individual factors affecting risk grading. Experiments and worked examples validate the full pipeline from video acquisition to risk warning, providing a low-cost, quantitative technical solution for training load management and injury prevention in youth basketball.

Keywords: video-based motion analysis; high-risk movement recognition; Achilles tendon load prediction; rupture probability assessment; risk warning; youth basketball

2026 S. T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

目 录

摘 要 I
1 引言 4
1.1 课题缘起 4
1.2 研究背景与文献综述 5
1.2.1 研究背景 5
1.2.2 三维动作捕捉研究现状 6
1.2.3 地面反作用力估计研究现状 8
1.2.4 生物力学仿真研究现状 9
1.2.5 跟腱最大受力与断裂阈值研究现状 10
1.3 研究目的与意义 13
1.4 主要研究内容与技术路线 13
1.4.1 主要研究内容 13
1.4.2 技术路线 13
2 基于 OpenCap 篮球高风险动作运动数据采集 17
2.1 概述 17
2.2 OpenCap 基本原理 18
2.2.1 多视角视频的姿态估计、三角化与时间同步 18
2.2.2 基于深度学习的解剖学标记集扩展 19
2.2.3 建立个性化骨骼肌肉模型 19
2.2.4 基于 OpenSim 的逆向运动学计算 22
2.3 OpenCap 运动数据采集及逆向运动学计算 22
2.3.1 硬件设备 22
2.3.2 设备布置 23
2.3.3 设备校准 24
2.3.4 记录受试者中性姿态 24
2.3.5 采集受试者运动数据 25
2.3.6 逆向运动学计算 25
2.4 篮球高风险动作数据库构建 26
2.4.1 篮球高风险动作 26
2.4.2 受试者动作数据库 27
3 基于 OpenSim 篮球高风险动作生物力学仿真分析 28

2026 S.T.Yau High School Science Award
仅用于2026年成都中学科学奖论文公示

3.1 方法概述.....28
3.2 基于 OpenGRF 的地面反作用力估算.....28
3.2.1 方法概述.....28
3.2.2 足-地接触分析与接触探针校准.....28
3.2.3 基于改进 CMC 算法的地面反作用力预测优化.....29
3.2.4 验证与评估.....30
3.3 基于 OpenSim 的跟腱受力仿真分析.....32
3.3.1 个性化肌肉骨骼模型的建立与缩放.....32
3.3.2 仿真流程.....32
3.3.3 算例.....33
3.3.4 跟腱力的统计方法.....38
3.3.5 跟腱力的统计分析结果.....38
4 跟腱断裂概率及风险评估模型.....43
4.1 概述.....43
4.2 模型理论基础.....43
4.2.1 跟腱负荷 L 的随机性.....43
4.2.2 跟腱承载力 C 的的随机性.....44
4.2.3 跟腱断裂概率计算公式.....44
4.3 关键参数确定.....45
4.3.1 跟腱负荷 L 的变异系数.....45
4.3.2 跟腱承载力 C 的均值修正因子.....46
4.3.3 跟腱承载力 C 的变异系数.....47
4.4 风险分级与预警.....48
4.5 模型应用示例.....48
4.5.1 算例一：受试者 1 急停跳投动作（低风险）.....48
4.5.2 算例二：受试者 1 变向跑动作（高风险）.....49
4.6 中学生高风险动作库跟腱断裂风险概率分析.....50
4.7 跟腱断裂概率及风险评估软件界面开发.....53
5 结论.....54
6 创新点.....55
7 讨论.....56
7.1 与相关工作的对比.....56
7.2 结果解释与校准.....56
7.3 局限性.....56

2026 S.T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

8 展望.....57
科创感想.....58
参考文献.....60
作者贡献.....64
致谢.....65

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

1 引言

1.1 课题缘起

说起这个课题的缘起，其实特别简单——就是我亲眼看着队友倒下去的。

那是去年一场对抗激烈的篮球比赛，打到最后 30 秒，分差只有 2 分。我们队的阿炜，也是我最好的搭档。他快攻上篮落地的时候，没有对抗，没有身体接触，整个人突然就像被绊了一下，趴在地上，右边小腿开始抽搐，我站在三分线外，看得清清楚楚。他摔倒之前甚至都没叫出声。

之后确诊：跟腱断裂，他才 17 岁。

后来我查资料才知道，跟腱断裂在篮球运动员中的发生率远高于一般人群，篮球也是跟腱断裂最高发的运动项目之一。科比因此走下巅峰，杜兰特养了将近一年。但那些人至少还有全世界最好的医疗资源，而阿炜呢？校队训练完连个像样的放松冰敷都没有，教练提醒最多的就是“膝盖别内扣”，可跟腱什么时候会出事、什么动作容易让它断，几乎没人讲得清楚。

我就想：为什么不能提前知道这个动作风险有多高？

带着这个问题，我开始查文献、看资料。我发现其实生物力学领域早就能算跟腱受力了——实验室里用高速摄像机、测力台，建模、仿真，做得很精细。问题就是：太贵了。一套设备约一百万元，别说我们这种普通高中，很多大学体育学院都没有。那技术再好，落不了地，又有多少运动员能真正用上？

后来我看到斯坦福的 OpenCap，用两个手机就能捕捉三维动作，再结合开源软件 OpenSim，居然可以在普通电脑上做生物力学仿真。我突然觉得：这事有戏。

但另一个问题又冒出来了——人和人不一样。

阿炜 75 公斤，我 68 公斤，我们做同一个动作，跟腱受力能一样吗？就算是我自己，体力好的时候和快累趴的时候，动作模式也不完全一样。那就算我算出来“这个动作跟腱受力六千多牛顿”，然后呢？是安全还是危险？

我跟指导老师讨论了很久。她说，既然个体差异这么大，为什么不试试用概率来描述风险？不是算“力多大”，而是算“有多大概率超限”。

这个思路一下子让我通透了。于是我把这个想法放进课题里：用 OpenCap 识别人体姿态，用 OpenSim 计算跟腱受力，再用随机变量处理那些不确定性——体重的波动、肌肉力量的差异、落地时角度偏移——最后输出的不是“安全”或“危险”，而是“这个动作造成跟腱超负荷的风险超过 40%”。

2026 Tsinghua High School Science Award
仅用于2026年清华中学科学论文公示

这才更接近真实的运动场景。没有哪个运动员是完全相同的，也没有哪次落地是完全复刻的。

所以这个课题对我来说，不是凭空想出来的，而是从球场边、从阿炜摔倒的那一刻、从“有没有可能早点发现”这个问号里，一点点长出来的。

我想做一个真的能被普通人用上的东西。不用测力台，不用高速摄影机，就用手机录段视频，系统告诉你：这个动作风险偏高，是不是该调整一下了？

1.2 研究背景与文献综述

1.2.1 研究背景

事实上，无论是跟腱的慢性劳损还是急性断裂，参与体育运动与跟腱损伤密切相关。美国一项 10 年的研究强调，参与体育运动是跟腱损伤发生最常见的机制，研究发现 68%的跟腱损伤患者由体育运动引起；从体育运动项目视角分析，在美国，篮球运动引起更多的跟腱损伤，42.6%的病例涉及的运动项目为篮球[1]。

篮球运动作为高爆发力、高冲击性项目，其急停变向、跳跃落地等动作会使跟腱承受数倍于体重的冲击负荷，文献报道跑步时跟腱峰值受力可达体重的 5.3-12.5 倍 [15] [33]。美国一项基于全国数据库的流行病学研究显示，在运动相关性跟腱断裂中，篮球是最常见的致伤运动项目[38]。此外，当膝关节接近伸直时，小腿三头肌被拉长、张力增大，跟腱应变显著上升，落地瞬间高应变与高负荷率的叠加是断裂发生的高危时相。

跟腱是一种刚性较大、弹性较小的生物材料（见图 1-1），当所承受拉力导致跟腱拉伸超过原长度 4%时便会有受伤和断裂的危险。当跟腱受力突然剧增时，跟腱被急剧拉伸，最为狭窄的跟腱中段应力增幅和被拉伸程度比两端更为明显。若小腿肌群收缩的合力超过跟腱的承受范围，跟腱中段最狭窄处可能首先达到拉伸极限而发生跟腱断裂。跟腱受力达到峰值瞬间出现在踝关节从背屈转为跖屈的过程中，常见于跑步、跳跃等动作中[2]。

在正常状态中，人体小腿肌肉、跟腱和骨骼构成的系统在运动中承受的力是协调、均匀的。在大强度运动中，特别是需要用力起跳或急转急停的运动中，足的位置频繁快速转换，造成跟腱需要在不稳定的位置承受小腿肌群突然的过度或不协调收缩，引起跟腱承载负荷不均匀，导致跟腱受伤，而在跟腱处于疲劳状态时则可能造成跟腱的断裂。

Leppilahti 等认为篮球项目中的连续起跳动作、跨步、单脚着地等动作，与其他项目相比更容易引起跟腱的损伤，甚至是撕裂(或断裂) [3]。

2026 S.T.(Gu) High School Science Award
仅用于2026年度科学奖公示

篮球是中学生最受欢迎的体育运动之一，但运动中激烈的变向、跳跃和急停等动作会伴随着较高的跟腱损伤风险，跟腱的损伤会对青少年的身心产生一定的影响。因此，对青少年跟腱损伤的预防和保护值得探讨，同时对青少年积极参加体育锻炼和快乐健康地成长有一定的积极意义。

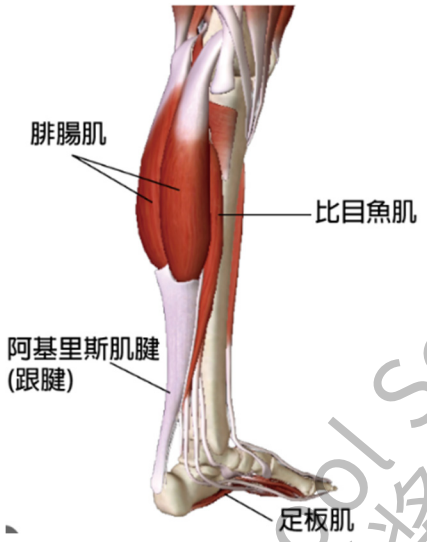


图 1-1 跟腱

目前，教练和运动员多依靠肉眼观察和经验来判断动作风险，缺乏客观、量化的科学依据。专业的生物力学分析需要昂贵的实验室设备（如高速摄像机、测力台），难以在普通学校和训练队普及。需要探索一种低成本、高效率的跟腱损伤风险评估新方法。

近年来，人工智能技术，特别是计算机视觉，在人体动作识别领域取得了巨大突破。同时，开源生物力学软件为我们提供了强大的理论分析工具。

1.2.2 三维动作捕捉研究现状

三维动作捕捉是运动生物力学、康复医学、运动科学及人机交互等领域的核心技术。其目标在于无创、精确地量化人体在三维空间中的运动轨迹、关节角度、速度、加速度等参数。传统的光学标记捕捉系统虽被视为“金标准”，但其高昂成本、固定的实验室环境限制及操作复杂性，阻碍了其在真实场景、临床常规评估及大规模研究中的应用。近年来，随着微电子、计算机视觉及开源计算平台的迅猛发展，低成本、便携、可及性高的新型动作捕捉技术不断涌现，极大地推动了相关研究和应用的普及。当前主流技术主要沿着“基于可穿戴惯性传感器”和“基于计算机视觉的无标记捕捉”两条路径发展，且常与开源生物力学仿真平台

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

（如 OpenSim）深度融合。

基于可穿戴惯性测量单元（IMU）的方法通过在身体主要节段佩戴集成加速度计、陀螺仪和磁力计的 IMU 传感器，直接测量肢体的角速度和线加速度，进而通过传感器融合算法解算其在全局坐标系下的三维姿态（方向）。Slade 等[4]提出的 OpenSenseRT 系统，采用双线程并行架构：一线程实时进行 IMU 数据采集与 Mahony 滤波器姿态解算；另一线程则将解算出的方向数据作为输入，驱动 OpenSim 中的肌肉骨骼模型，通过逆运动学求解器计算关节角度等运动学参数。该系统实现了从 1 到 14 个身体节段的实时跟踪，精度较高（下肢关节角度平均 RMSE 约 4.4°），且具备低成本、开源、可穿戴的优点。该方法系统独立，不受环境光照、遮挡影响，可进行户外和长时间运动监测，具备真正的实时处理能力，但也存在一定的局限性，如存在传感器漂移误差，需要佩戴设备，可能轻微干扰运动，初始标定过程影响精度，多传感器系统的数据同步与校准较为复杂等。

基于计算机视觉的无标记动作捕捉方法利用两个或多个摄像头（从专业相机到普通智能手机）采集运动视频，通过计算机视觉和深度学习算法，直接从图像或视频序列中估计人体姿态，实现三维运动重建。Uhlrich 等[5]开发了 OpenCap 平台，标志着无标记动作捕捉技术的成熟与应用化。OpenCap 平台使用至少两部智能手机同步录制多视角视频进行数据采集，利用开源深度学习模型（如 OpenPose, HRNet）提取每帧图像中的人体二维关键点实现 2D 姿态估计，将多视角的 2D 关键点进行时间同步和三角化，生成初始的 3D 标记点轨迹，为进一步提升解剖学合理性和弥补遮挡，常引入长短期记忆网络（LSTM）等时序模型进行优化，完成 3D 运动重建，将优化后的 3D 标记点数据映射到 OpenSim 的个性化肌肉骨骼模型上，通过逆运动学计算关节角度，实现生物力学分析。该方法可实现完全无接触、无干扰，用户体验友好，设备成本极低（利用现有智能手机），易于在各类场地快速部署，适合大规模筛查和真实场景研究，但也存在局限性，比如精度受摄像头数量、分辨率、帧率及光照条件影响，复杂动作、遮挡和快速运动可能导致关键点检测错误和精度下降，计算复杂度高，实时性通常落后于 IMU 系统，动力学估算的准确性高度依赖于运动学输入的质量和模型本身的简化假设等。

为了克服单一技术的局限，三维动作捕捉方法研究正朝着融合多源数据与端到端智能化方向发展。Lin[6]等提出了一种基于生物力学模型和合成训练数据的视频 3D 运动学估计方法。该方法摒弃了传统的“2D 关键点检测-3D 重建”流水线，设计了一个端到端的神经网络，直接从双视角 RGB 视频中预测符合 OpenSim 骨骼模型的关节角度和身体尺度。实验证明，仅用合成数据训练的模型在真实数据上泛化性能优异，在关节角度和位置误差上超越了传统方法，为高精度、低成

2026 Siyuan High School Science Award
仅用于2026年成都市科学实验公示

本的无标记分析提供了新范式。

1.2.3 地面反作用力估计研究现状

地面反作用力（Ground Reaction Force, GRF）是人体与地面相互作用时产生的力与力矩，是评估运动模式、分析动作技术、识别损伤风险的关键生物力学指标，精确获取 GRF 对于理解运动生物力学机制至关重要。传统的实验室测力台方法与新兴的基于运动学的 GRF 估计技术共同构成了当前 GRF 获取的技术谱系。随着计算建模、计算机视觉与机器学习技术的发展，多种无需测力板的基于运动学的 GRF 预测方法应运而生，为运动分析、临床康复和运动损伤预警提供了新的解决方案。

在实验室条件下，测力台（Force Platform） 是测量 GRF 最精确、最直接的工具，被视为生物力学动力学分析的“金标准”[7]。测力台核心部件是安装于台面下的力传感器（如应变片或压电晶体）。当受试者站立或运动于台面时，传感器能精确测量三个垂直方向（Fx, Fy, Fz）的力分量以及关于这三个轴的力矩（Mx, My, Mz）。通过计算，可以进一步推导出压力中心（Center of Pressure, CoP）的位置。测力台通常与高速运动捕捉系统同步，实现运动学与动力学的时空对齐。该方法可以提供毫秒级时间分辨率和高幅值精度的原始力数据，无需复杂模型或假设，直接反映足-地接触的力学信息，提供完整的三维力、力矩及 CoP 轨迹，是验证所有估计方法的基准。但其设备昂贵，通常固定安装在实验室地面，限制了测试场景，台面尺寸有限，难以捕捉连续多步或大范围移动动作（如完整篮球上篮），难以模拟真实运动场地的复杂环境（如篮球场木地板、户外场地）。正是由于测力台的这些局限性，推动了在实验室外或缺乏专业设备场景下进行 GRF 估计的各种方法的发展。

Di Pietro 等[8] 提出基于物理仿真的动力学优化方法，该方法基于肌肉骨骼模型与动力学仿真平台（如 OpenSim），通过运动捕捉数据驱动模型，结合足地接触模型与优化算法（如计算肌肉控制，CMC），直接预测 GRF、力矩（GRMs）及压力中心（CoP）。开发了的 OpenGRF 作为一个重要且实用的开源工具，成功地将高精度 GRF&Ms 预测功能成功引入了 OpenSim 生态系统，其核心在于保持物理一致性，通过求解逆动力学问题实现力的估计。该方法具有明确的物理与生理意义，结果易于解释，能够输出完整的 GRF&Ms 及 CoP 数据，适用于多种日常活动（行走、上下楼梯），但其也有一定局限性，包括该方法依赖于高精度的运动捕捉数据与个性化的模型缩放，计算复杂度高，对于非典型或高动态运动（如跳跃、变向），接触模型的准确性需要进一步验证。

2026 STMicroelectronics High School Science Award
仅用于2026年成都中学科学奖公开

Verheul 等[9]（2024）提出基于身体节段动力学的力学积分方法，该方法基于牛顿第二定律（F=ma），将人体简化为多刚体系统，通过对各身体节段的质量乘以垂直加速度并求和，直接估算整体垂直 GRF。该方法不涉及复杂的肌肉骨骼模型与接触仿真。该方法计算简单、快速，适合现场实时估计，仅需运动学数据（特别是身体节段质心加速度），在跳跃等动作的推进阶段表现出较高准确性。但该方法也有局限性，包括通常只能估计垂直方向 GRF、对运动学数据的噪声和微分误差敏感、以及忽略了关节内力及水平方向的动力学作用。

Miller 等[10]（2025）提出一个结合机器学习与物理仿真的混合方法，该方法将机器学习预测的 GRF 与 CoP 作为初始估计或约束，输入到物理仿真框架中，通过动力学优化跟踪运动学数据，最终输出物理一致的动力学估计，实质上是将数据驱动的预测与基于物理的校正相结合。该方法兼具数据驱动方法的灵活性与物理模型的可解释性、合理性，相较于纯仿真方法，提升了计算效率和准确性，较于纯机器学习方法，提升了生物力学合理性与外推稳健性。但该方法也有局限性，包括系统架构更为复杂，需要整合两个技术，其仍依赖于一定质量的运动学输入和基础生物力学模型。

1.2.4 生物力学仿真研究现状

人体运动生物力学是一门融合力学原理与方法、解剖学及生理学知识的交叉学科，旨在对人体整体运动及其相关组织、器官和系统进行系统描述、分析与评估。该学科不仅广泛应用于多个科学与工程领域，也为诸多研究方向提供了重要的理论基础。特别是在涉及人体运动的生理机制与力学行为的研究中，生物力学与相关领域的核心问题密切相关。

在人体运动生物力学研究中，实验测试与计算机仿真是两种基本的方法手段。实验方法主要用于获取人体几何形态特征，以及宏观、可直接测量的运动学与动力学参数，如人体基本尺寸、各体段及整体的质量、体积、转动惯量、肌肉长度与横截面积，以及运动过程中的整体力学特性等。然而，仅用实验来理解运动动力学有两个基本限制。首先，重要的变量，包括肌肉产生的力，通常在实验中是无法测量的。其次，仅凭实验数据很难在复杂动力系统中建立因果关系。因此，从实验中阐明肌肉的功能并不是一件简单的事情。需要一个理论框架，与实验相结合，以揭示控制正常运动期间肌肉协调的原理，确定神经肌肉损伤如何导致异常运动，并预测治疗的功能后果。为了实现这些目标，理论框架必须揭示神经肌肉兴奋模式、肌肉力量和身体运动之间的因果关系。因此 Delp 等[11]人建立了一个开源的仿真环境 OpenSim，以加速仿真技术的发展和共享，并将动态仿真更好

2026 Sixth High School Science Award
仅用于2026年度高中学科学奖论文公示

地整合到运动科学领域。提供源代码使研究人员能够复制其他实验室产生的结果，并进行改进和调整代码以满足他们的需求。并采用的现代插件技术允许用户扩展软件功能，并允许更容易地共享新工具。

OpenSim 是斯坦福大学开发的一款开源免费软件，用于对神经肌肉骨骼系统进行建模、仿真和分析。其他人体运动仿真软件有 AnyBody 和 LifeMOD 等，但因为其缺陷如对肌肉控制不够精确，对于人体低频、精细动作的模拟不够精确以及受到商业限制，并不推荐使用，而国内此类软件和计算应用的开发较为缺乏和缓慢[12]。相比之下，OpenSim 具有对肌肉形态参数控制精细、 计算误差小、计算速度快等特点，因此本研究选取 OpenSim 软件进行仿真模拟来得出实验数据。

1.2.5 跟腱最大受力与断裂阈值研究现状

跟腱（Achilles tendon）是人体最大、最强的肌腱，由腓肠肌和比目鱼肌的肌腱汇合而成，止于跟骨结节后方，长约 15 cm，其主要功能是跖屈踝关节，在行走、跑步、跳跃等活动中发挥关键作用。跟腱损伤，尤其是完全断裂，是运动医学领域常见的严重损伤，多见于篮球、足球、羽毛球等需要爆发性起跳和急停变向的运动项目。

理解跟腱在生理状态下的负荷水平以及其断裂的力学阈值，对于制定科学的训练计划、预防损伤以及指导术后康复具有重要意义。本文系统梳理现有文献中关于跑步和跳跃时跟腱最大受力（以体重倍数或绝对力值表示）的研究数据，并总结跟腱断裂阈值的相关证据。

（1）跑步与跳跃时跟腱的最大受力

跟腱体内受力的测量方法经历了从间接估算到直接测量的发展。早期研究主要基于生物力学模型和肌电信号推算，随后出现了植入式力传感器直接测量、超声技术非侵入性评估等多种方法[13]。不同方法各有优劣：模型估算可无创获得数据，但依赖于解剖简化和假设；直接测量精度高，但因有创性而难以广泛应用。这种方法学的多样性也部分解释了不同研究报告数据存在差异的原因。

作为参照基线，行走状态下的跟腱负荷相对较低。Pourcelot 等（2005）采用超声技术测得行走支撑期跟腱峰值力约为 850 N（约合体重的 1.2 倍，以 70 kg 成人估算）[31]。Giddings 等（2000）的模型预测值为体重的 3.9 倍[32]。国内临床资料则指出，日常行走时跟腱承受约 2 倍体重的牵拉力[14]。这些数据表明，行走时跟腱负荷约为体重的 2-4 倍，变异源于步态差异和计算方法不同。

跑步时跟腱负荷显著增加，且与跑步速度呈正相关。Komi（1990）[15]采用植入式传感器技术直接测量跟腱体内受力，发现跑步时跟腱负荷在某些情况下可

2026 Simulink High School Science Award 仅用于2026全国高中科学论文公示

达 9kN，相当于体重的 12.5 倍。这是迄今为止报告的最高体内测量值之一，具有重要的参考价值。

其他研究者通过不同方法获得的数据基本支持这一量级范围。Burdett（1982）的生物力学模型估算显示，跑步支撑期跟腱峰值力为体重的 5.3-10.0 倍[33]。Giddings 等（2000）预测跑步时跟腱力为体重的 7.7 倍[32]。国内文献普遍引用 8-12 倍的数值范围。中华医学会运动医疗分会的科普资料指出，跟腱受应力最大时可达体重的 8-10 倍[16]；国家体育总局官网文章引用专业观点，认为跑步时跟腱承受的牵拉力可达体重的 12 倍[16]；武汉市第三医院临床资料也确认，高强度运动时牵拉力能达到体重的 10 倍[17]。

综合来看，跑步时跟腱受力约为体重的 5.5-12.5 倍，精英运动员或极限负荷状态下可接近 12.5 倍的上限。值得强调的是，除了负荷大小，负荷速率同样具有临床意义。Komi 等（1992）指出，跟腱的加载速率可能比负荷大小与损伤的相关性更强[35]。研究显示，跑步早期接触阶段跟腱力的发展速率随跑速增加呈线性上升[15]。

跳跃动作涉及爆发性起跳和落地缓冲，对跟腱产生极高的力学要求。Fukashiro 等（1995）[26]采用植入式传感器测量了不同跳跃模式下的跟腱受力：蹲跳为 2233 N（约合体重的 3.2 倍，以 70 kg 计，但原文未提供受试者体重），下蹲跳为 1895 N，单腿连续跳为 3786 N（约为体重的 5.4 倍）。Gheidi 等（2018）采用肌肉骨骼模型比较了负重练习中的跟腱负荷，发现单腿落地起跳的峰值力最高，达体重的 6.68 倍[34]。Lichtwark 等（2005）[18] 通过一种结合超声成像与三维运动分析的新方法，在体测量单腿跳跃过程中人体跟腱的应力-应变关系、能量存储与滞回能力，通过对 10 名受试者研究，发现单腿跳跃引发高幅度肌腱应变，且整体肌腱的力-长度关系呈现相对线性特征，尤以高应变阶段更为显著，平均峰值应变为 8.3%，峰值力 5100N（约为体重的 7.5 倍）。

这一数值虽低于跑步时的上限值，但考虑到跳跃动作的技术复杂性和突然性，其损伤风险同样不容忽视。文献中报告的最高跳跃相关负荷仍来自跑步研究中的极限值（12.5 倍体重），这可能反映了跑步支撑期跟腱储存和释放弹性势能的特殊力学机制[13]。

为便于比较，将上述数据汇总于表 1-1。

表 1-1 跟腱的最大受力

运动模式	研究方法	跟腱受力（倍体重）	绝对力值（kN）	文献来源
行走	超声技术	~1.2	0.85	Pourcelot 等[31]

2026 S.T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

行走	生物力学模型	3.9	-	Giddings 等[32]
行走	临床经验	2.0	-	武汉市第三医院[14]
跑步	植入式传感器	12.5	9.0	Komi[15]
跑步	生物力学模型	5.3-10.0	-	Burdett[33]
跑步	生物力学模型	7.7	-	Giddings 等[32]
跑步	临床经验	8-10	-	中华医学会[16]
跑步	临床经验	12	-	国家体育总局[17]
单腿连续跳	植入式传感器	~5.4	3.8	Fukashiro 等[26]
单腿落地起跳	肌肉骨骼模型	6.68	-	Gheidi 等[34]
单脚跳跃	超声成像与三维运动分析	7.5	5.1	Lichtwark 等[18]

（2）跟腱断裂阈值

跟腱的极限抗拉强度是评估断裂阈值的基础参数。Komi（1990）的研究表明，跟腱可承受的极限负荷约为 9 kN，相当于体重的 12.5 倍[15]。Doral 等（2003）在综述中引用了这一数据，并补充指出跟腱可承受约 50-100 N/mm 的应力[19]。

Thermann 等（1995）采用计算机控制的材料测试机对人跟腱进行离体生物力学分析，系统评估了断裂速度、性别和年龄对跟腱力学特性的影响[20]。研究发现：1000 mm/min 加载速度下的最大断裂力、刚度和拉伸应力均优于 100 mm/min，但差异未达统计学显著性；男性跟腱的最大断裂力和刚度显著高于女性，且横截面积更大；35 岁以下年轻跟腱的极限拉伸应力显著高于年长者，但刚度较低。这些发现提示，跟腱断裂阈值并非固定值，而是受多种生物和机械因素影响的变量。

临床上跟腱断裂的发生往往不是在单一极限负荷下突然发生，而是退行性变与力学负荷共同作用的结果。

文献中描述的跟腱断裂阈值可从两个角度理解，从绝对阈值角度，约 9 kN 或 12.5 倍体重的极限负荷[15][19]。当跟腱承受的瞬时负荷超过这一上限时，即使健康的跟腱也可能发生断裂。

从相对阈值角度，对于存在退行性变的跟腱，断裂阈值显著降低。正如中华医学会运动医疗分会资料所指出的，跟腱止点上方 3-6 cm 处血供较少、应力集中，易发生退行性变，导致跟腱质量下降，在较低负荷下即可断裂[16]。临床观察也证实，许多跟腱断裂发生在无明显创伤的日常运动中，提示潜在的肌腱退变是重要诱因[13][14]。

国内临床资料给出的经验性阈值为 8 倍体重左右[21]。北京大学第三医院专

2026 SYU High School Science Award 仅用于2026年成都实验高级中学科学奖论文公示

家指出，跟腱能承受约 8 倍体重，超过这一限度就可能造成损伤[22]。这一数值低于 Komi 报告的 12.5 倍极限，可能反映了临床实践中考虑的安全裕度，以及对存在退行性变跟腱的保守估计。

现有文献表明，跟腱在跑步和跳跃运动中承受的负荷可达体重的 5.5-12.5 倍，其中跑步支撑期的极限负荷最高可达 12.5 倍体重（约 9 kN）。跟腱断裂的绝对阈值约为 9 kN，但这一阈值受加载速率、年龄、性别和肌腱退变程度等多种因素影响显著下降。临床实践中，8 倍体重常被作为警示阈值，超过这一限度时跟腱损伤风险显著增加。

1.3 研究目的及意义

本项目尝试将基于视频的（OpenCap）人体运动动态分析平台与开源生物力学仿真（OpenSim）相结合，探索一种低成本、高效率的跟腱损伤风险评估新方法。

研究成果有望开发成一款简易的风险评估系统。运动员仅需用智能手机录制一段运动视频，系统即可自动识别高风险动作并给出预警，帮助运动员和教练员科学地调整技术动作、预防损伤，具有很高的应用推广价值。

1.4 主要研究内容及技术路线

1.4.1 主要研究内容

本课题的研究内容包括：

（1）篮球高风险动作视频数据库构建：征集校队运动员志愿者，录制其进行急停跳投、单脚起跳、欧洲步、变向跑等动作的视频。

（2）基于 OpenCap 的动作特征提取：使用 OpenCap 处理视频，提取运动员在运动过程中的二维/三维关节点坐标、关节角度、速度等运动学参数。

（3）地面反作用力估计：使用开源工具 OpenGRF 进行高精度地面反作用力 GRF 预测。

（4）生物力学模型的建立与仿真：

1）个性化建模： 根据运动员的身高、体重等信息，对 OpenSim 中的标准人体模型进行缩放。

2）驱动仿真：将 OpenCap 提取的运动学数据和 OpenGRF 估计的地面反作用数据输入 OpenSim 模型，计算跟腱力。

2026 Siyau High School Science Award
仅用于2026年成桐中学科学奖论文公示

（5）跟腱力的数理统计分析：对 8 名中学生志愿者的篮球高风险动作视频数据库得到的跟腱力的概率统计分析，得到跟腱力的概率分布、均值、方差、变异系数等概率统计参量。

（6）构建实用的概率风险评估模型：根据个体化跟腱承载力阈值和变异系数，确定跟腱承载力的均值和方差，根据跟腱力的概率分布函数计算跟腱断裂概率，构建跟腱风险等级，将计算出的断裂概率映射到风险等级，给出篮球运动高风险动作的风险预警及行动建议。

1.4.2 技术路线

这项研究的技术路线可以概括为以下六个主要阶段，形成了一个从数据采集到风险评估应用的完整闭环：

（1）数据采集层（构建基础）：

- 对象： 招募中学生/校队运动员志愿者。
- 动作： 录制急停跳投、变向跑等篮球高风险动作视频。
- 目标： 建立专属的高风险动作视频数据库。

（2）数据处理层（提取运动学）：

- 工具： 计算机视觉工具 OpenCap。
- 操作： 处理原始视频。
- 输出： 提取运动员的二维/三维关节点坐标、关节角度、速度等运动学参数。

（3）动力学解算层（估计地面反作用力）：

- 工具： 开源工具 OpenGRF。
- 输入： 运动学数据。
- 输出： 高精度预测地面反作用力。

（4）仿真建模层（计算跟腱力）：

- 建模： 根据身高体重缩放 OpenSim 标准模型，实现个性化建模。
- 仿真： 将运动学数据（OpenCap）和地面反力数据（OpenGRF）作为输入，驱动 OpenSim 模型进行生物力学仿真。
- 输出： 计算得到跟腱力。

（5）统计分析层（量化不确定性）：

- 方法：概率统计分析。
- 操作： 对多名志愿者的跟腱力数据进行统计分析。
- 输出： 得到跟腱力的概率分布、均值、方差、变异系数等统计参量，

2026 S.T.Yau High School Science Award
仅用于2026年丘成桐中学科学奖论文公示

量化个体差异和动作不确定性带来的影响。

（6）应用输出层（构建风险评估工具）：

- 建模： 结合个体跟腱承载力阈值与跟腱力概率分布，构建概率风险评估模型。
- 输出： 计算跟腱断裂概率，映射为风险等级，最终开发成简易评估系统，输出高风险动作预警及行动建议。

总结来说，该技术路线实现了从“手机视频”到“风险预警”的自动化流程：先通过计算机视觉（OpenCap）低成本采集数据，再结合生物力学仿真（OpenSim）计算内部负荷，最后引入概率统计使评估结果更具鲁棒性，旨在开发一款实用、高效的跟腱损伤风险筛查工具。

技术路线图如下所示，它展示了本项目从数据采集到最终预警的完整流程：

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

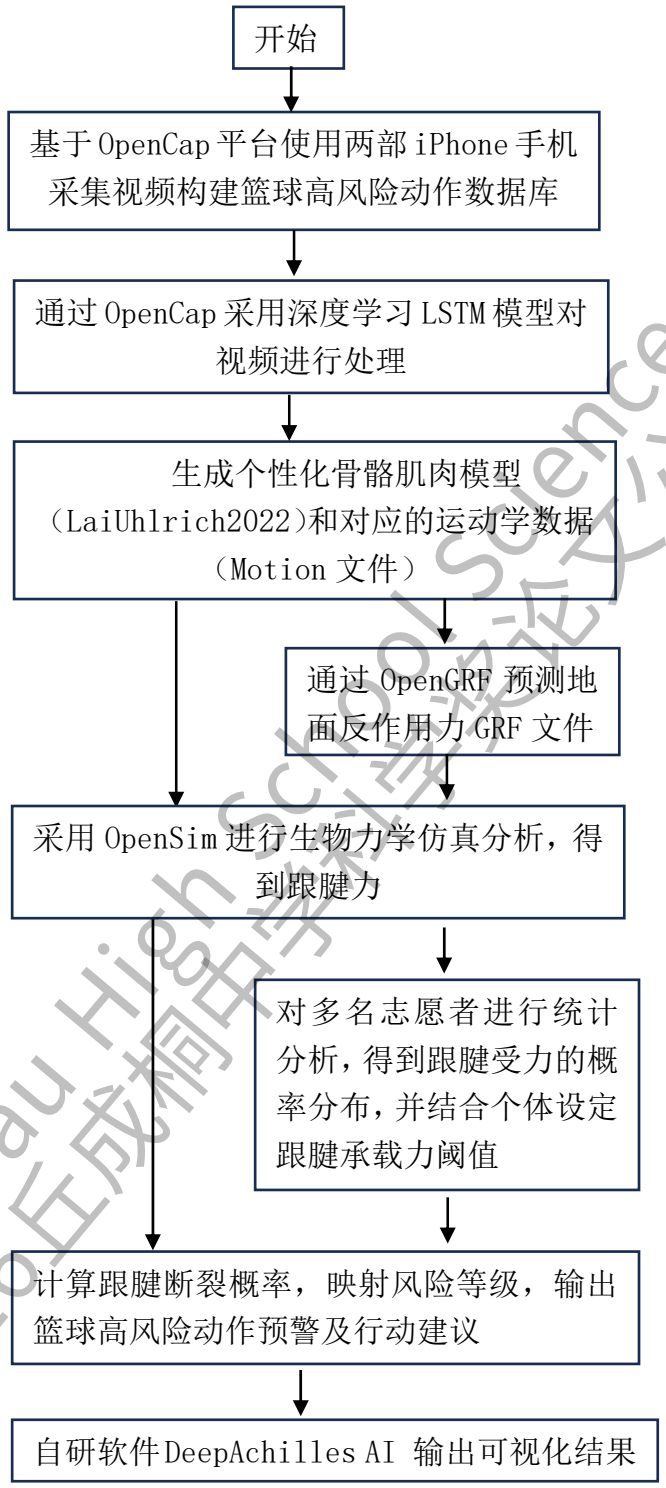


图 1-2 技术路线

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

2 基于 OpenCap 篮球高风险动作运动数据采集

2.1 概述

OpenCap 是一个由斯坦福大学团队开发的开源平台（见图 2-1），旨在通过智能手机视频实现对人体运动力学的高效、低成本分析。它整合了计算机视觉、机器学习和生物力学仿真技术，使得研究者无需依赖昂贵的实验室设备即可量化运动过程中的运动学（如关节角度）与并生成动力学模型。

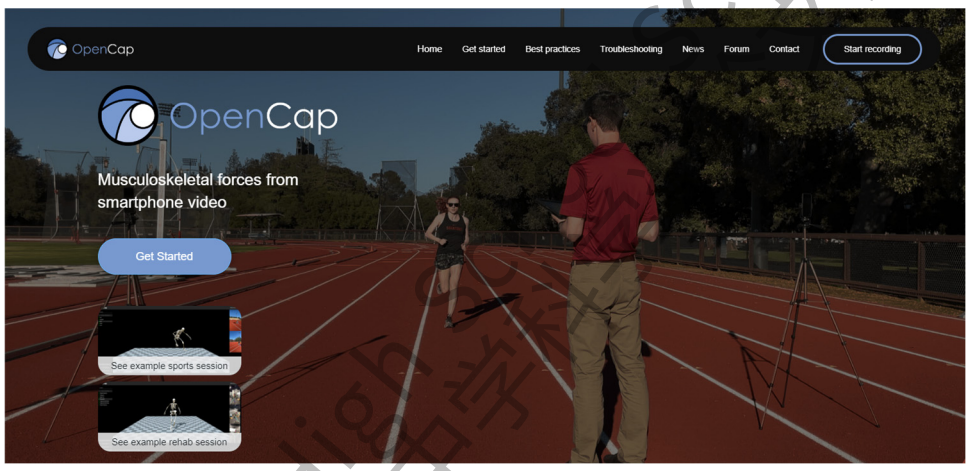


图 2-1 Opencap 平台（数据收集和可视化）

OpenCap 的工作流程包括：使用两台或多台 iOS 设备同步采集视频；基于云端自动进行姿态估计、多视角三角化和时间同步；通过深度学习模型将稀疏的视频关键点扩展为完整的解剖学标记集；结合 OpenSim 逆向运动学计算关节角度；最后个性化骨骼肌肉模型，用于后续分析。

该平台已在实验室环境中与基于标记的运动捕捉系统进行了对比验证，结果显示其关节角度平均误差约为 4.5°，地面反作用力与关节力矩的误差也处于可接受范围内，能够满足多种临床与研究场景的需求。OpenCap 将传统运动分析所需的时间和成本降低了两个数量级，支持大规模、现场环境下的生物力学研究，为运动损伤预防、康复评估和人群健康监测提供了实用的技术手段。

本文正是基于 OpenCap 平台，开展篮球高风险动作运动数据采集与分析。

2026 Shiyou Higher Science Award 仅用于2026年度相关评奖公示

2.2 OpenCap 基本原理

OpenCap 是一个集成计算机视觉、深度学习和生物力学仿真的云端平台，能够从智能手机视频中自动估算人体运动学与动力学指标。其核心流程包括多视角视频的同步采集与处理、三维关键点重建、解剖学标记集的扩展、关节运动学计算以及生成个性化骨骼肌肉模型。

2.2.1 多视角视频的姿态估计、三角化与时间同步

OpenCap 使用两台或多台 iOS 设备（如 iPhone）同步采集视频，帧率设为 60 Hz。录制完成后，视频被上传至云端服务器，系统先由目标检测网络（如 FasterR-CNN）框出人体区域，再调用开源姿态估计算法（如 HRNet）逐帧提取二维（2D）人体关键点坐标及置信度分数。这些关键点包括常见的身体关节（如肩、髋、膝、踝）及足部关键点（如足跟、足尖），共计 20 个点。

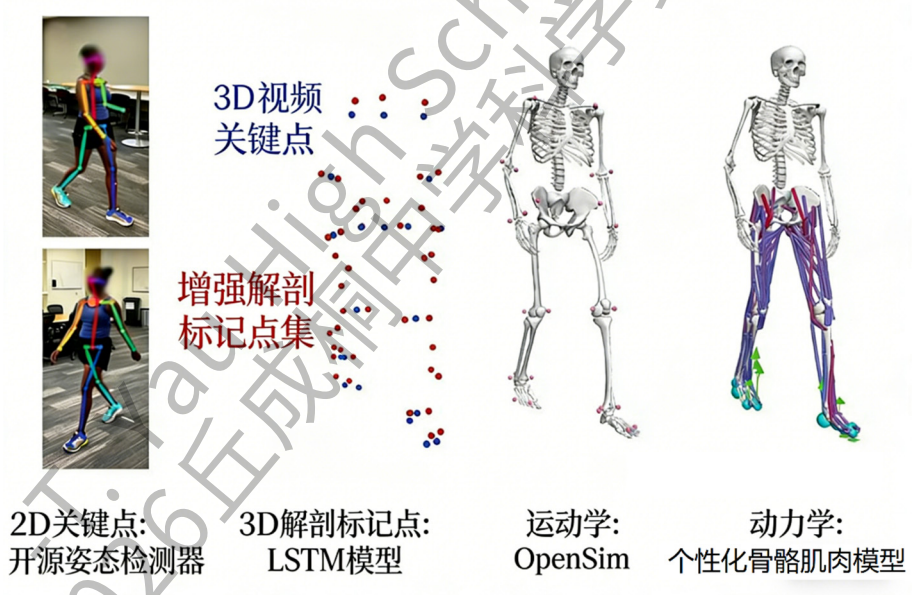


图 2-2 可扩展云计算（基于视频的生物力学分析）

由于多台设备独立录制，视频之间缺乏硬件同步信号。OpenCap 通过计算各相机中关键点轨迹的互相关性来消除时间偏移：对于每对相机，选取一个代表性关键点（如髋中点）的速度序列，通过最大化互相关函数确定延迟时间，从而实现所有视频的帧级同步。同步后的 2D 关键点序列随后被用于三维重建。

三维重建采用加权直接线性变换算法。对于每个时刻和每个关键点，利用至

2026 S. Tau High School Science Award
仅用于2026立成高中学科学奖公示

少两个视图的 2D 坐标及其置信度作为权重，构建最小二乘问题求解三维坐标。高置信度的视图在解算中占有更高权重，从而降低遮挡或误检测带来的影响。该过程输出每个时刻的 20 个三维关键点轨迹，构成稀疏的人体运动表示（见图 2-2 中 2D 关键点）。

2.2.2 基于深度学习的解剖学标记集扩展

稀疏的三维视频关键点不足以完整描述人体骨骼的运动，尤其是腰椎、骨盆和肩关节等复杂区域。为此，OpenCap 训练了两个长短期记忆网络（LSTM 模型），将 20 个视频关键点映射到一组包含 43 个解剖学标记的密集标记集，这些标记对应于传统光学运动捕捉中常用的骨性标志点（如髂前上棘、股骨内外上髁、内外踝等）。

LSTM 网络以 0.5 秒窗口内的视频关键点序列（相对于骨盆中点归一化）及受试者身高、体重为输入，输出同一窗口内各解剖学标记的三维坐标（仍以骨盆中点为参考）。训练数据来源于多个公开生物力学数据集，涵盖步行、跑步、跳跃等多种活动，通过向输入数据添加高斯噪声模拟实际检测误差，增强模型鲁棒性。实验表明，该扩展步骤将关节角度估算误差降低了约 3.4°，尤其在腰椎屈伸、骨盆倾斜和髋关节屈曲等自由度上改善显著（见图 2-2 中 3D 解剖标记点）。

2.2.3 建立个性化骨骼肌肉模型

OpenCap 会为每位受试者生成一个个性化、可直接用于 OpenSim 分析的模型（LaiUhlrich2022_scaled.osim）,它结合了最新的生物力学研究成果，通过自动缩放流程，为每位受试者构建了精确的“数字孪生”。该模型不仅包含了详细的骨骼、关节和肌肉定义，还与视频数据无缝对接，使得从智能手机视频到高保真肌肉力学的分析成为可能。在你的篮球高风险动作研究中，使用这个个性化模型可以更准确地捕捉个体差异，从而提高损伤风险评估的可靠性。

（1）个性化构件流程

OpenCap 通过以下步骤自动生成个性化模型，无需人工干预：

静态视频采集：受试者拍摄一段静止站立（如 T-pose）的视频，用于确定个体的解剖姿态和尺寸。

解剖标记点预测：利用 LSTM 神经网络从视频中预测 43 个解剖标记点的三维位置（如髂前上棘、股骨内外上髁、内外踝等），这些标记点与 OpenSim 标准标记集对应。

2026 Siyau High School Science Award
仅用于2026年时间中学科学论文大赛

模型缩放：基于预测的标记点位置和受试者的身高、体重，OpenSim 的 Scale 工具自动计算每个身体节段的缩放因子，调整通用模型的：节段长度（如大腿、小腿、骨盆宽度）、节段质量和惯性参数（基于缩放因子和人体回归方程）、虚拟标记点位置（使模型上的标记点与预测的解剖标记点匹配）。

验证与调整：缩放后，模型能够最小化静态站立时标记点的跟踪误差（通常 <1 cm），确保后续动力学分析的准确性。

整个过程完全自动化，确保模型与受试者个体几何和惯性特性高度一致。

（2）模型特征与结构

个性化骨骼肌肉模型（LaiUhlrich2022_scaled.osim）保留了通用模型的全部生物力学特性，但尺寸和标记点已个性化：

自由度：全身共 33 个自由度，包括：

- 骨盆：6 自由度（3 平移 + 3 旋转）
- 髋关节：每侧 3 自由度（屈伸、内收外展、内外旋）
- 膝关节：每侧 1 自由度（屈伸）——采用改进的膝关节模型，包含滑车关节和股骨髁间窝的简化几何
- 踝关节：每侧 2 自由度（跖屈/背屈 + 内翻/外翻）
- 跖趾关节：每侧 1 自由度（用于步态仿真）
- 腰椎：3 自由度（屈伸、侧弯、旋转）
- 肩关节：每侧 3 自由度（屈伸、内收外展、内外旋）——可选 6 自由度 ISB 肩模型
- 肘关节：每侧 2 自由度（屈伸 + 前臂旋前/旋后）

肌肉模型：下肢包含 80 个 Hill-type 肌肉肌腱单元，肌肉参数（如最优纤维长度、肌腱松弛长度）基于解剖数据，但随缩放比例相应调整。肌肉路径通过绕点或缠绕曲面定义，确保在不同体型下仍能保持生理合理性（如图 2-3）。

在 80 个 Hill-type 肌肉肌腱单元中与跟腱相连的肌肉肌腱单元包括外侧腓肠肌（lateral gastrocnemius）、内侧腓肠肌（medial gastrocnemius）和比目鱼肌（soleus），其中左脚跟腱相连的三个 Hill-type 肌肉肌腱单元（gaslat_l、gasmed_l、soleus_l），右脚跟腱相连的三个 Hill-type 肌肉肌腱单元（gaslat_r、gasmed_r、soleus_r），如图 2-4 所示

执行器：上肢和腰椎关节由 13 个理想扭矩驱动器驱动，以避免求解大量上肢肌肉带来的计算负担，同时保证全身运动的协调性。

2026 S.T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

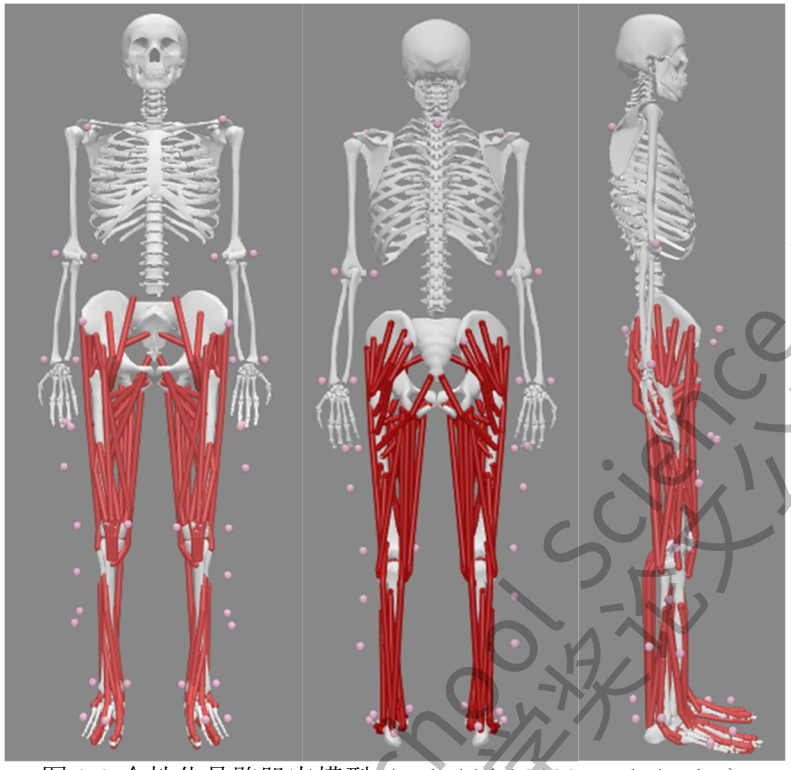


图 2-3 个性化骨骼肌肉模型（LaiUhlrich2022_scaled.osim）

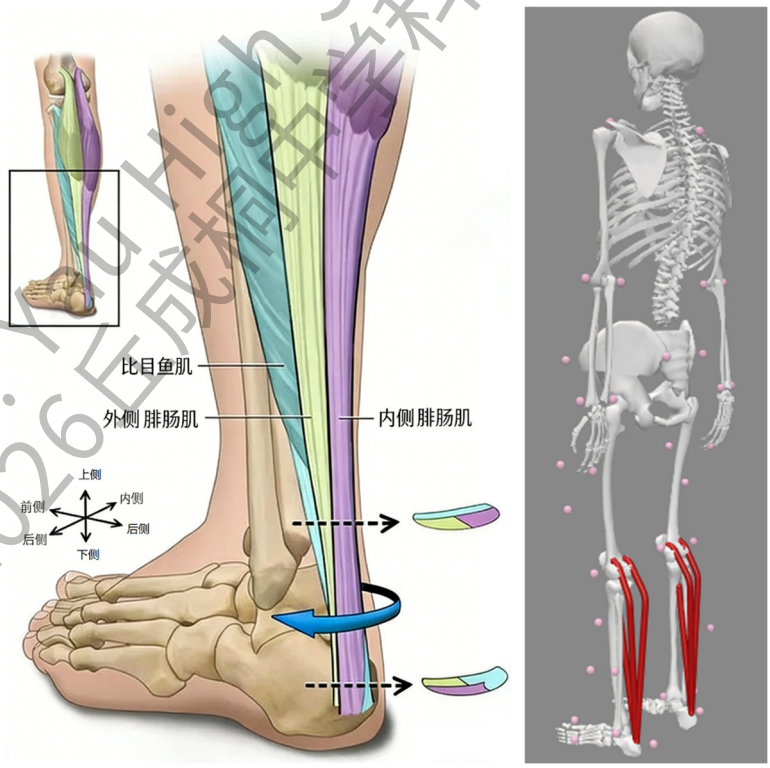


图 2-4 跟腱相连 Hill-type 肌肉肌腱单元

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

2.2.4 基于 OpenSim 的逆向运动学计算

获得密集的解剖学标记轨迹后，OpenCap 利用 OpenSim 软件计算三维关节运动学。首先，系统通过受试者在静态站立姿势下的视频估算中立位标记位置，以此缩放通用的全身骨骼肌肉模型（包含 33 个自由度和 80 块下肢肌肉）。缩放后的模型与受试者个体尺寸相匹配。

随后，对每个动态动作的每一帧，执行逆向运动学：通过加权最小二乘法调整模型关节角度，使模型上的虚拟标记位置与步骤 2 估算的解剖学标记尽可能接近，同时满足关节的生理约束。输出结果包括骨盆的三维平移和旋转、腰椎、髋、膝、踝等关节的屈伸、内收外展、旋转角度，共计 18 个自由度。OpenCap 的验证结果显示，与光学运动捕捉相比，关节角度的平均绝对误差约为 4.5°，能够满足多数生物力学研究的需求（见图 2-2 中运动学）。

2.3 OpenCap 运动数据采集及逆向运动学计算

2.3.1 硬件设备

硬件设备包括两台 iPhone 智能手机，分别安装于轻便三脚架上。采用一张 A4 尺寸的棋盘格标定板（打印于哑光相纸并粘贴至亚克力板）进行空间标定。所有设备通过同一 Wi-Fi 网络连接至控制笔记本电脑，使用 OpenCap 网页应用（app.opencap.ai）实现多相机同步录制与数据上传。受试者穿着紧身运动服，在均匀照明条件下完成预设动作。

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示



图 2-5 硬件设备

2.3.2 设备布置

在 iPhone 手机上打开 OpenCap 应用，扫描二维码（见图 2-6），将手机竖屏或横屏（解锁竖屏模式）安装在三角架上，调整三脚架和相机的位置，将其放置于受试者前方左右两侧，与被测区域中心呈 30°–45°夹角，距离 3–5 米，相机镜头中心距地面 1.2–1.5 米，与受试者骨盆高度大致齐平，对所有要连接手机重复以上步骤，确保在整个运动过程中，受试者全身始终位于所有相机的视野重叠区域内，棋盘格标定板放置于运动区域中心，所有相机能清晰拍摄到完整板面（如图 2-5 所示）。

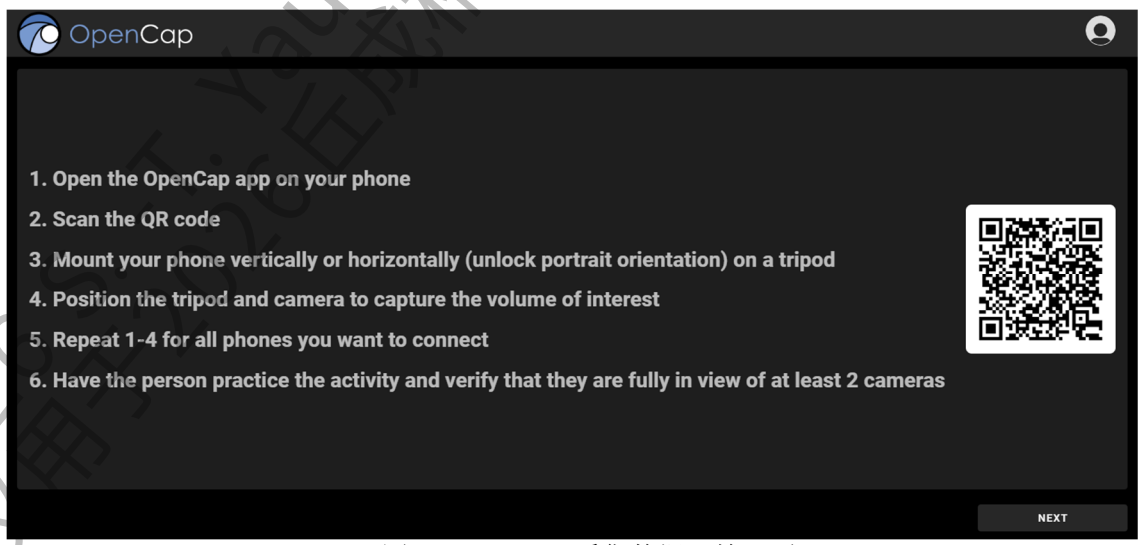


图 2-6 OpenCap 采集数据开始网页

2026 Tsinghua High School Science Award 仅用于清华附中科学奖论文公示

2.3.3 设备校准

在运动区域中心放置一个棋盘格，所有摄像头都应该能看到它，垂直地面放置，并提供棋盘格的详细信息，本研究采用的是 4 行 5 列的棋盘格，正方形边长 35mm（如图 2-7 所示）。点击“校准”按钮时，摄像头视野中不应有任何东西遮挡棋盘格。

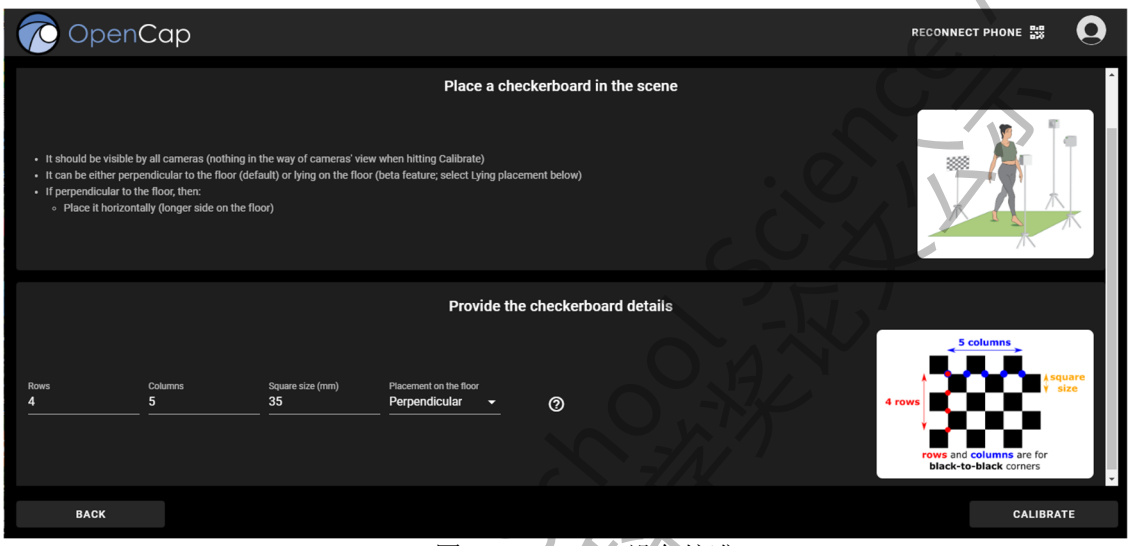


图 2-7 OpenCap 设备校准

2.3.4 记录受试者中性姿态

受试者应采用示例中性姿势站立在运动场地中心，保持直立站姿，双脚朝前，保持背部挺直，髋部、膝盖和脚踝不得弯曲或旋转。受试者应保持静止，所有摄像机都应该能够拍摄到拍摄对象。提供受试者的详细信息，包括名字、体重、身高、性别、身体状况等。准备就绪后，点击记录按钮（如图 2-8 所示）。

2026 S. T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

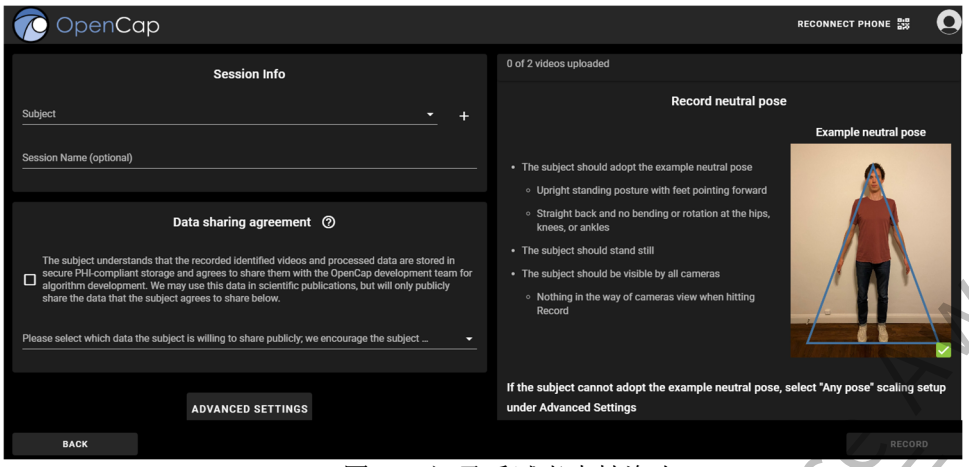


图 2-8 记录受试者中性姿态

2.3.5 采集受试者运动数据

受试者在运动场地内进行篮球高风险动作，同时按下记录按钮，每个动作需命名动作名称。一个受试者运动数据采集完毕后，可以按“新任务，相同设置”按钮，按以上步骤进行其他受试者的运动数据采集。

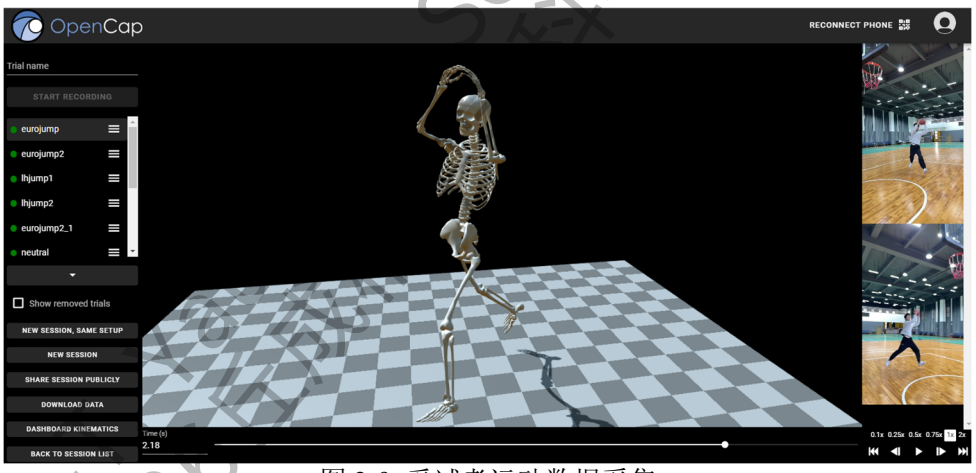


图 2-9 受试者运动数据采集

2.3.6 逆向运动学计算

OpenCap 的数据处理在视频上传至云端后自动执行，无需人工干预。自动进行二维姿态估计与多视角三角化，利用标记点增强器预测中立位的解剖学标记点位置，通过 OpenSim 的 Scale Tool 自动缩放通用骨骼肌肉模型（LaiUhlrich 2022 模型，含 33 个自由度和 80 块下肢肌肉），生成个性化模型 LaiUhlrich2022

2026 S... 仅用于2026... School Science... 科学论文公示

_scaled.osim。缩放后的模型与受试者个体尺寸相匹配。

对于动态动作的每一帧，执行 OpenSim 逆向运动学计算，得到包含个性化骨骼肌肉模型运动学结果的 Motion 文件，该文件输出结果包含骨盆的三维平移和旋转，以及腰椎、髋、膝、踝等关节的角度轨迹（如图 2-10）。

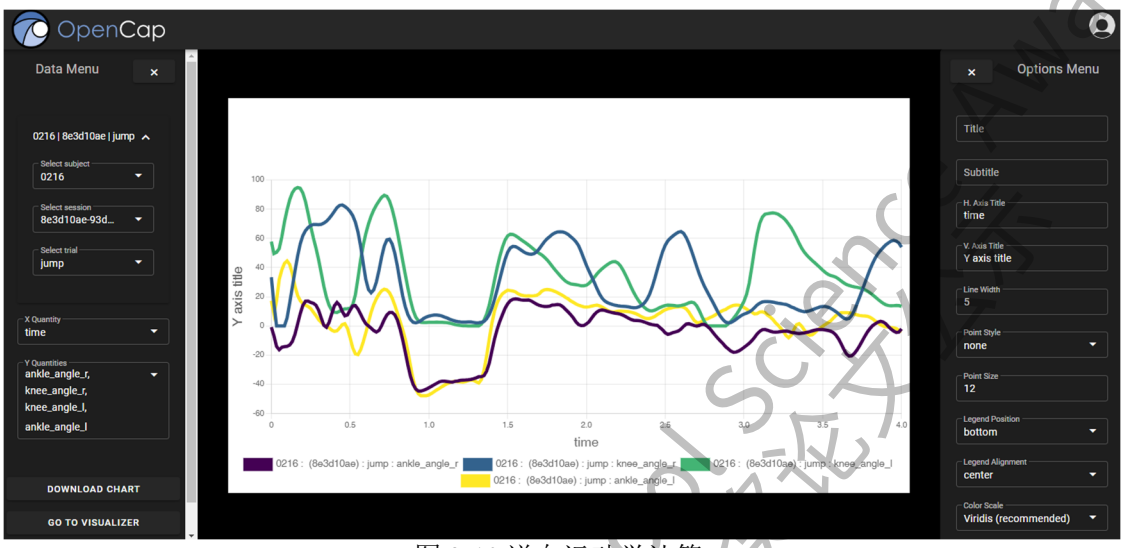


图 2-10 逆向运动学计算

2.4 篮球高风险动作数据库构建

2.4.1 篮球高风险动作

Leppilahti 等认为篮球项目中的连续起跳动作、跨步、单脚着地等动作，与其他项目相比更容易引起跟腱的损伤，甚至是撕裂(或断裂)[3]。本课题选择以下四种高风险篮球动作进行研究：

（1）急停跳投：由高速跑动状态突然减速，随后立即垂直起跳。关键风险时相为制动期，为了减速，踝关节在触地瞬间处于高度背屈位。如果背屈度过大（超过 20°），跟腱会被极度拉伸，同时产生极高的水平制动力，跟腱需要产生巨大的离心收缩力来对抗身体向前的惯性。在跟腱处于最大拉伸状态（能量储存期）时，突然叠加高负荷的离心收缩，极易造成“鞭梢效应”导致的撕裂。

（2）单脚起跳：区别于双脚起跳的对称受力，单脚起跳（如上篮、抢篮板）遵循“制动-起跳”的转换。关键风险时相为支撑脚离地瞬间，此时跟腱承受的负荷是双脚起跳的 2 倍以上。在极短时间内（通常小于 0.2 秒），踝关节从背屈迅速转换为爆发式跖屈。研究表明，跟腱最大张力往往出现在最后蹬地时刻，此时小腿三头肌强烈收缩，如果踝关节背屈角度控制不当或肌肉疲劳导致反应延

2026S_Tyou_High_School_Science_Award
仅用于2026年北京市中学科学论文

迟，跟腱承受的峰值应力极高，容易引发断裂。

（3）欧洲步：横向跨步与纵向推进的诡异结合，身体重心在剧烈晃动中失去平衡。这是最危险的动作之一，因为它不仅涉及矢状面（前后）的负荷，还涉及剧烈的冠状面（内外翻）负荷。当球员向左侧跨步时，右脚（支撑脚）往往处于足内翻位落地，跟腱承受扭转剪切力。跟腱虽然主要对抗拉伸，但其解剖结构（螺旋结构）对扭转力耐受性差。在非最优力线上施加的巨大张力。跟腱内部纤维在拉伸的同时发生扭转摩擦，导致局部应力集中。

（4）变向跑：爆发式的推蹬改变行进方向。关键风险时相为切入蹬地瞬间，为了迅速变向，踝关节在蹬地时需提供强大的推进力。变向跑的冲击负荷率极高。跟腱是一种粘弹性组织，负荷率越高，其能量吸收能力下降，更容易发生材料疲劳甚至断裂。与欧洲步类似，变向时地面反作用力的向量并不直接通过踝关节中心，导致跟腱承受非轴向负荷。长期积累会导致跟腱微损伤，急性变向时则可能直接拉断。

2.4.2 受试者动作数据库

本文以高中篮球爱好者为实验对象，对其篮球运动中四个高风险动作进行研究。实验对象为中学阶段 8 名篮球爱好者，详细信息如表 2-1 所示。

表 2-1 受试者基本情况及 OpenCap 数据表

序号	年龄/岁	身高/cm	体质量/Kg	OpenCap 动作数据标识符
1	17	188	68	8a5b2bbf-27c6-4473-b5cc-be0cae1d895e
2	16	173	59	96b9e93f-d997-4692-ba5a-2b1b29059fec
3	19	183	90	8e3d10ae-93d3-4868-90c9-f84fa9f7b650
4	16	175	62	59ebd2fb-99f7-4487-a23d-072c6862de0b
5	16	176	64	08efc6b7-0563-47ea-893e-5cb2e4aed8e3
6	17	180	100	6a76aa07-c22e-4ee7-90cc-b395648b3bc4
7	14	165	50	7d318f82-fc1e-44e7-88b9-dae88c8c16aa
8	17	173	60	e8a54840-db58-41e4-897d-8ed5ffd9ec83

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

3 基于 OpenSim 篮球高风险动作生物力学仿真分析

3.1 概述

在获取了通过 OpenCap 技术解析出的个性化骨骼肌肉模型及对应的运动学数据（Motion 文件）后，准确计算人体内部的生物力学响应，特别是肌肉骨骼系统的受力情况，成为了评估篮球高风险动作损伤机制的关键下一步。其中，跟腱作为篮球运动中起跳、落地、急停、变向等爆发性动作的核心动力传递结构，其承受的负荷大小是研究跟腱伤病风险的重要生物力学指标。

然而，OpenCap 等无标记点动作捕捉技术本身并不直接测量地面反作用力，而地面反作用力是进行人体逆动力学分析、求解关节力矩和肌肉力的必要边界条件。为解决这一问题，本章引入开源工具 OpenGRF，旨在从纯运动学数据中估算出具有物理一致性的地面反作用力及作用点。随后，将估算得到的 GRF 与 OpenCap 采集的运动学数据共同作为输入，驱动 OpenSim 模型进行仿真计算，最终获取在篮球高风险动作下，跟腱的受力特征。本章将详细阐述从运动学数据到跟腱力输出的完整仿真流程，包括数据预处理、GRF 预测、肌肉骨骼建模及仿真计算等核心环节。

3.2 基于 OpenGRF 的地面反作用力估算

3.2.1 方法概述

OpenGRF 是一个基于 OpenSim 平台开发的工具[8]，旨在利用运动学数据和缩放后的肌肉骨骼模型来预测地面反作用力（GRF）、力矩（GRM）及压力中心（CoP）。其核心原理是通过在模型足部添加虚拟的“接触探针”，并结合基于“计算肌肉控制”的优化框架，来求解双支撑阶段的静不定问题，从而将运动学数据与动力学方程联系起来。本课题采用 OpenGRF v2.0，以第二章获取的个性化骨骼肌肉模型（.osim）和运动学结果（.mot）作为输入，为每个受试者的每一次试验预测三维地面反作用力（GRF）。

3.2.2 足-地接触分析与接触探针校准

2026 Shing Tung Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖公示

首先，在 OpenGRF 中对每个受试者的个性化模型进行足-地接触分析。该步骤会自动在模型的双足足底添加 14 个球型接触探针，并定义一个接触平面（通常为地面或自定义高度的台阶/球场平面）。为了准确模拟不同受试者因鞋具和落地姿态引起的足-地接触特性，必须进行探针校准。

校准过程如图 3-1 所示，核心是利用“足平放”时刻的足部姿态，调整探针的垂直位置，以确保在接触期间探针与地面有合理的穿透量，避免出现不切实际的接触丢失或过大的穿透。此校准不仅能确定足-地接触的时间区间（如单支撑、双支撑），还能计算出一个初步的足部接触点，为后续优化提供初始猜测。

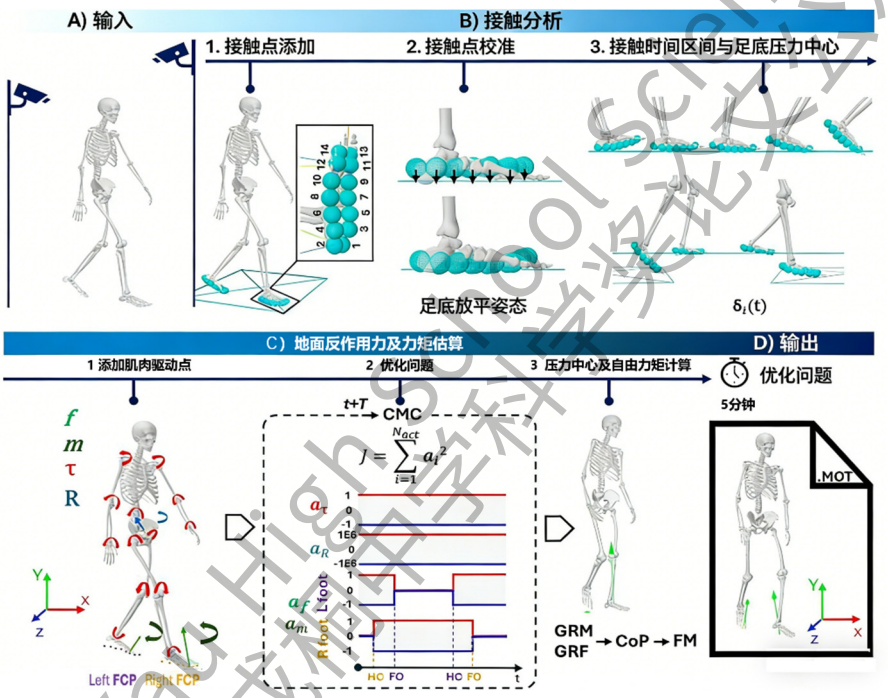


图 3-1 OpenGRF 工作流程

3.2.3 基于改进 CMC 算法的地面反作用力预测优化

在完成接触分析后，OpenGRF 通过修改 OpenSim 的计算肌肉控制（CMC）工具来估算地面反作用力 GRF。标准 CMC 算法需要实验地面反作用力 GRF 作为输入来驱动肌肉驱动的仿真。而 OpenGRF 则禁用了肌肉，并在模型中引入了两组关键的执行器，一个是外部力执行器，在每个足的足底压力中心（FCP）位置，添加三个方向（前后、垂直、内外）的力执行器，用以生成地面反作用力 GRF 的三个分量，另一个是外部力矩执行器，同样在每个足部，添加力矩执行

2026 S.T.Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖公示

器，用以生成地面反作用力矩。

这些执行器的激活状态受接触时间区间约束（仅在接触期间激活）。同时，模型中还保留了关节坐标执行器和骨盆残余执行器，以保证仿真的收敛性。

优化的目标函数是：

$$J\left(a_\tau, a_r, a_f, a_m\right) = a_\tau^2 + a_r^2 + a_f^2 + a_m^2 \qquad (3\text{-}1)$$

式（3-1）是最小化所有驱动激活度的平方和，其中 a_τ 为坐标驱动激活度，a_r 为骨盆处残差驱动激活度，a_f 为外力和驱动激活度，a_m 为外力矩驱动激活度。其物理意义在于，在满足动力学约束（即由执行器产生的加速度能紧密追踪实验运动学数据）的前提下，优先使用“代价”较低的外部力执行器（其最优力值设得极大，因此很小的激活就能产生很大的力）来驱动模型运动，而非依赖“代价”高昂的残余执行器（其最优力值设得极小）。通过这种优化分配，CMC 算法最终输出的外部力执行器的激活值即可被换算为三维的地面反作用力 GRF。

3.2.4 验证与评估

为验证 OpenGRF 预测的准确性， 本课题采用测力台实测数据与 OpenGRF 估算数值进行比较（如图 3-2、3-3、3-4 所示），跑步的运动捕捉和肌电数据来自 Hamner 和 Delp 的已发表研究[23]，该研究使用 Bertec 公司制造的带测力台的分带式跑步机收集地面反作用力数据。由图可以看出，预期垂直地面反作用力在跑步运动中具有最高的精度，前后向和内外侧地面反作用力精度次之，可见 OpenGRF 可以较准确地预测跑步等快速动作的地面反作用力，从而验证其在篮球运动高风险动作中应用的可行性。此外，Verheul 等[9]在 OpenCap 平台上对跳跃动作的垂直地面反作用力估计进行了系统验证，进一步支持了将基于运动学的 GRF 估计方法外推至高动态跳跃与变向类动作的可行性。

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

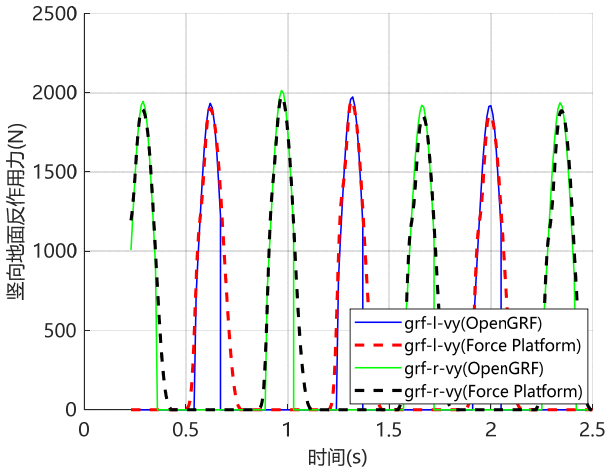


图 3-2 竖向地面反作用力

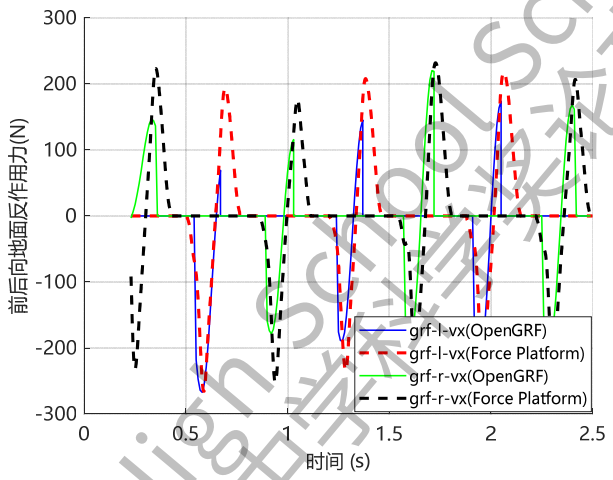


图 3-3 前后向地面反作用力

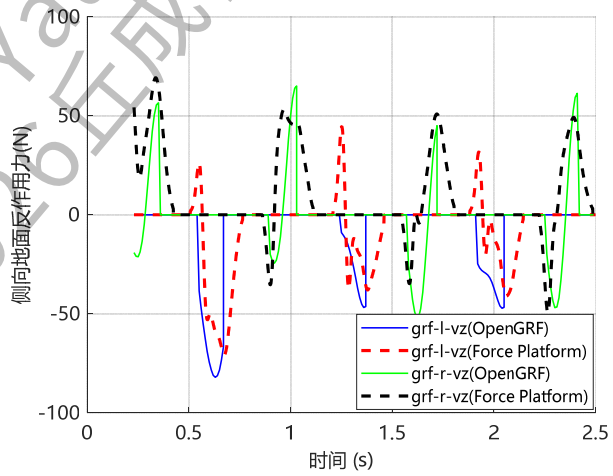


图 3-4 侧后向地面反作用力

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

3.3 基于 OpenSim 的跟腱受力仿真分析

3.3.1 个性化肌肉骨骼模型的建立与缩放

精确的肌肉骨骼模型是仿真分析的基础。本研究采用 OpenSim 4.5 平台，使用开源的全身肌肉骨骼模型 LaiUhlrich2022 作为基础模板。该模型包含详细的腿部肌肉结构，尤其对腓肠肌内外侧头、比目鱼肌及跟腱的解剖学和力学特性进行了精细建模，是计算跟腱力的理想选择。

利用 OpenCap 静态校准获得的受试者身高、体重及标记点位置信息，使用 OpenSim 的缩放工具将通用 LaiUhlrich2022 模型进行个性化调整。缩放过程主要基于静态试验中模型标记点与虚拟标记点之间的最小二乘拟合，计算出每个体段在三个维度上的缩放因子，从而调整模型的体段长度、质量、惯性矩以及肌肉的肌腱松弛长度、最佳纤维长度等关键参数，使其与受试者的真实人体测量学特征相匹配。

3.3.2 仿真流程

在获得个性化模型后，我们通过以下步骤计算跟腱力：

（1）数据导入与同步：将 OpenCap 输出的个性化运动学文件（.mot）和 OpenGRF 预测的地面反作用力 GRF 文件（.mot）导入 OpenSim。确保两者时间序列对齐。

（2）逆运动学：运行 OpenSim 的逆运动学工具，以个性化模型为基础，计算每个时刻模型的关节角度。其目标是通过加权最小二乘法最小化模型虚拟标记点与 OpenCap 捕捉到的实际标记点轨迹之间的误差。输出的关节角度是后续所有分析的基础。

（3）残余缩减算法与计算肌肉控制：为了获得更动态一致的仿真结果，并减小测量噪声和模型误差引入的“非物理”残余力，依次执行残余缩减算法（RRA）和计算肌肉控制（CMC）。

残余缩减算法（RRA）对模型的质量分布和关节角度进行微小调整，以最小化作用于骨盆的残余力，确保逆动力学计算的准确性。计算肌肉控制（CMC）以跟踪实验运动学为目标，利用静态优化算法求解肌肉激活度和肌肉力。CMC 算法综合考虑了肌肉的收缩动力学（Hill 模型）、肌腱的弹性和激活-力-速度-长度关系，将关节力矩合理分配到每一块肌肉上。最终，跟腱力 $F_{AT}(t)$ 被计算为附

2026 STEM High School Science Award
仅用于2026年成都市学科学奖论文公示

着于跟骨上的腓肠肌（内外侧）和比目鱼肌的肌腱力之和。

$$F_{AT}(t)=F_{GAS_med}(t)+F_{GAS_lat}(t)+F_{SOL}(t) \quad (3\text{-}2)$$

式中，$F_{GAS_med}(t)$、$F_{GAS_lat}(t)$、$F_{SOL}(t)$分别为静力优化算法输出的内侧腓肠肌、外侧腓肠肌和比目鱼肌的肌肉力。

3.3.3 算例

以表 2-1 受试者 1 为例，说明篮球高风险动作计算跟腱力的过程。受试者 1 男性基本情况：17 岁，身高 1.88m，体重 68 kg，健康状况良好，业余篮球爱好者。对通过 OpenCap 收集到的急停跳投、单脚起跳、欧洲步、变向跑等 4 个篮球动作，采用 OpenGRF 进行分析，得到了地面反作用力，然后使用 OpenSim 对个性化肌肉骨骼模型进行了生物力学仿真分析，获得了与跟腱相连的外侧腓肠肌、内侧腓肠肌、比目鱼肌的肌肉力，并按公式（3-2）计算得到了跟腱力的大小。分析结果如下（以下地面反作用力简称 GRF）：

（1） 急停跳投

从图 3-5 可以看出，急停跳投时左右脚最大竖向 GRF 为 1395N，最大向后水平 GRF 为-961N，最大侧向 GRF 为 150N，左脚先发力，右脚后发力，二者蹬地峰值相差 0.2s 左右。

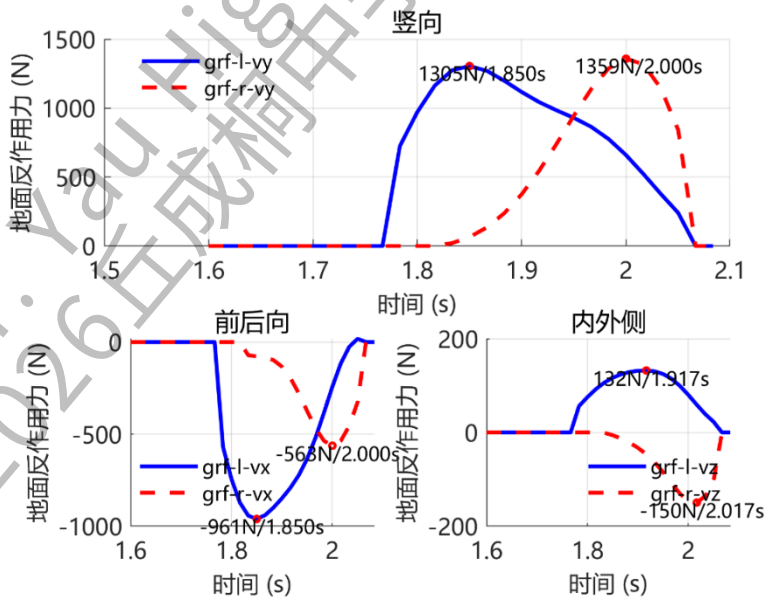


图 3-5 地面反作用力

从图 3-6 和 3-7 可以看出，急停跳投时左脚最大跟腱力为 1767N，右脚跟腱力为 3142N，左脚跟腱先受力，右脚跟腱后受力。从肌腱肌肉单元对跟腱力的贡

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公开

献来看，在受试者起跳瞬间，内侧腓肠肌激活水平急剧上升，提供主要的拉伸力贡献。此时，急停跳投时的最大跟腱力的倍体重（BW）为：

$$BW = \frac{3142}{68 \times 9.81} = 4.71$$

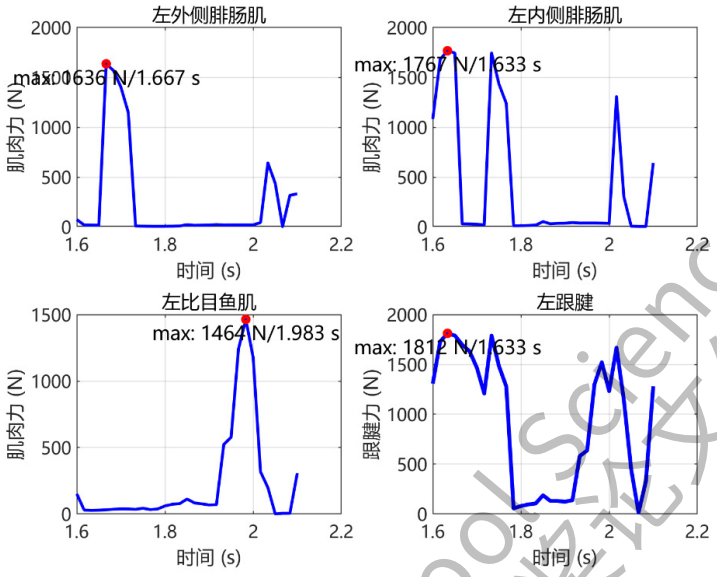


图 3-6 左脚跟腱受力

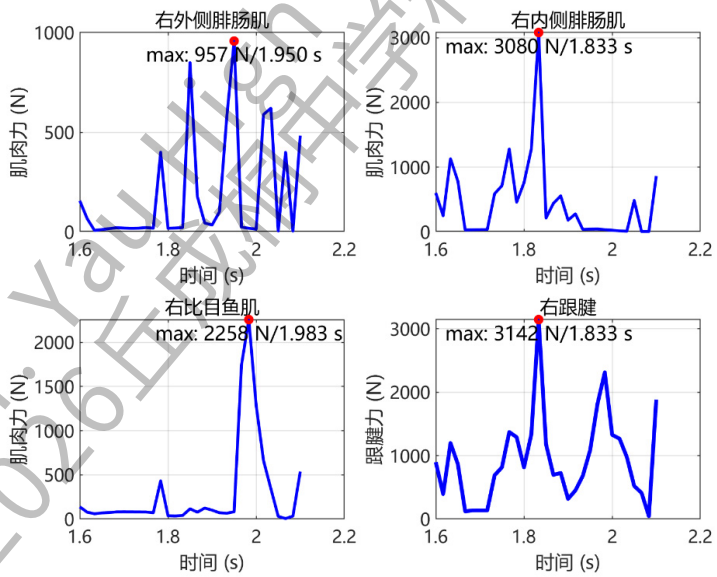


图 3-7 右脚跟腱受力

（2）单脚起跳

从图 3-8 可以看出，单脚起跳时左脚发力，左脚最大竖向 GRF 为 2388N，最大向后水平 GRF 为-802N，最大侧向 GRF 为 134N。

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

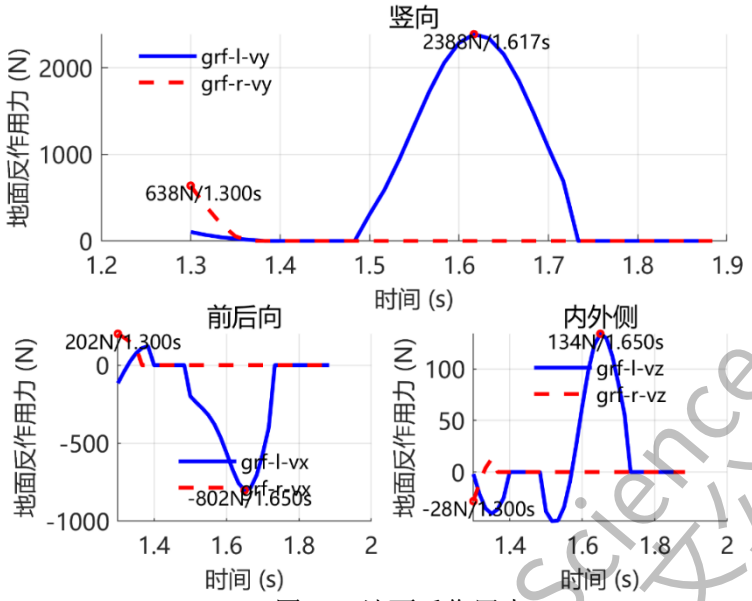


图 3-8 地面反作用力

从图 3-9 可以看出，单脚起跳时左脚最大跟腱力为 2307N。从肌腱肌肉单元对跟腱力的贡献来看，在受试者起跳瞬间，内侧腓肠肌激活水平急剧上升，提供主要的拉伸力贡献。此时，单脚起跳时的最大跟腱力的倍体重（BW）为：

$$BW = \frac{2307}{68 \times 9.81} = 3.46$$

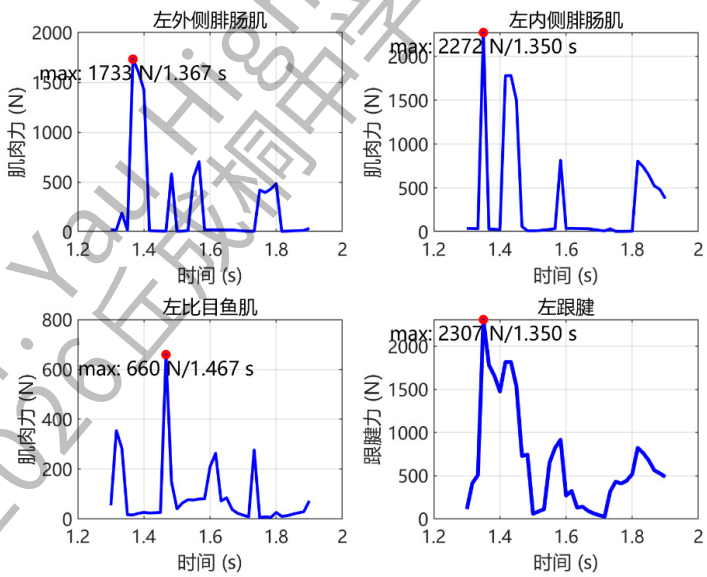


图 3-9 左脚跟腱受力

（3）欧洲步

从图 3-10 可以看出，欧洲步时左脚发力，左脚最大竖向 GRF 为 2079N，

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

最大向前水平 GRF 为 358N，最大侧向 GRF 为 374N。

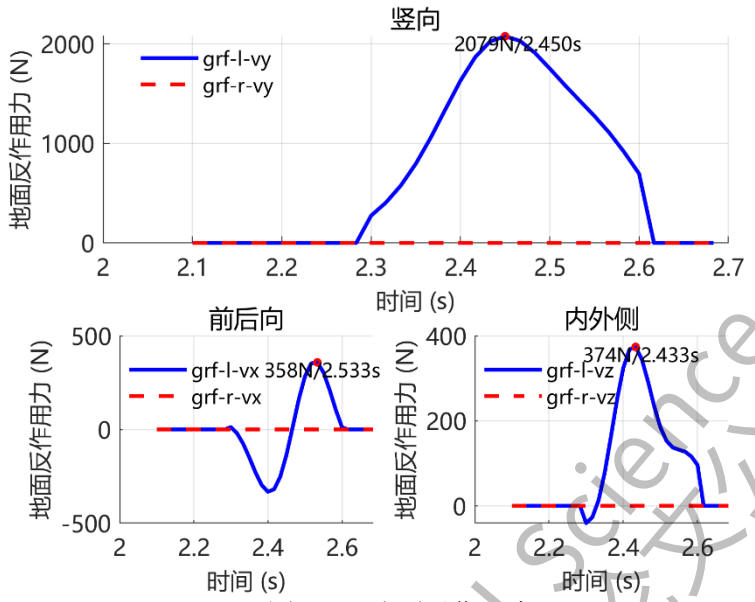


图 3-10 地面反作用力

从图 3-11 可以看出，欧洲步时左脚最大跟腱力为 3669N。从肌腱肌肉单元对跟腱力的贡献来看，在受试者起跳瞬间，比目鱼肌激活水平急剧上升，提供主要的拉伸力贡献。此时，欧洲步的最大跟腱力的倍体重（BW）为：

$$BW = \frac{3669}{68 \times 9.81} = 5.50$$

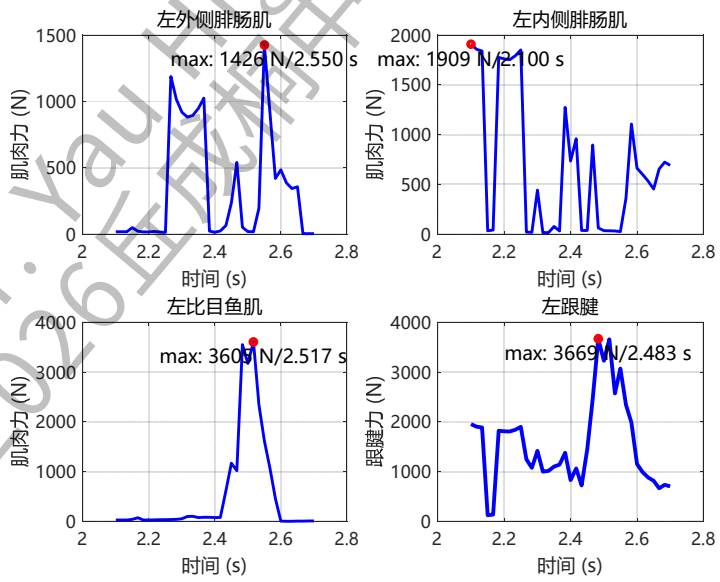


图 3-11 左脚跟腱受力

（4）变向跑

从图 3-12 可以看出，变向跑时左右脚发力，左脚最大竖向 GRF 为 1116N，

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖公示

最大向前水平 GRF 为 650N，最大侧向 GRF 为 618N，右脚最大竖向 GRF 为 1048N，最大向后水平 GRF 为 676N，最大侧向 GRF 为 568N。该动作侧向荷载和前 3 个动作相比明显增大。

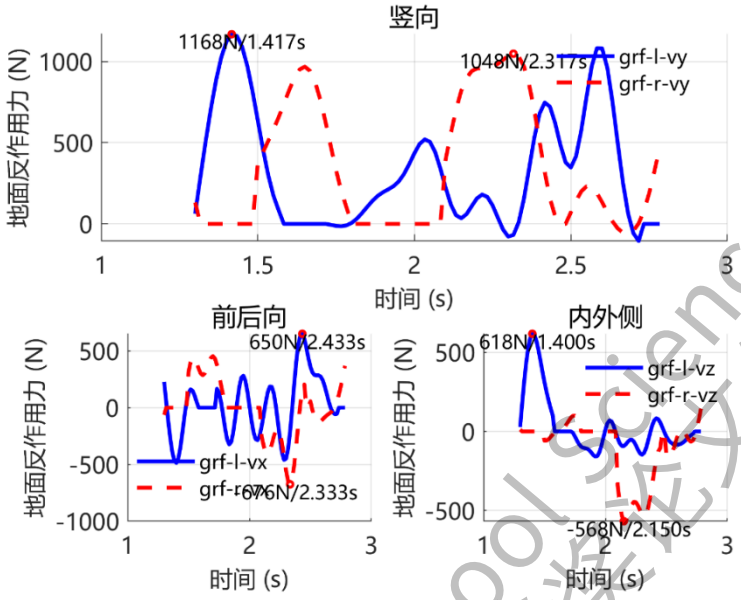
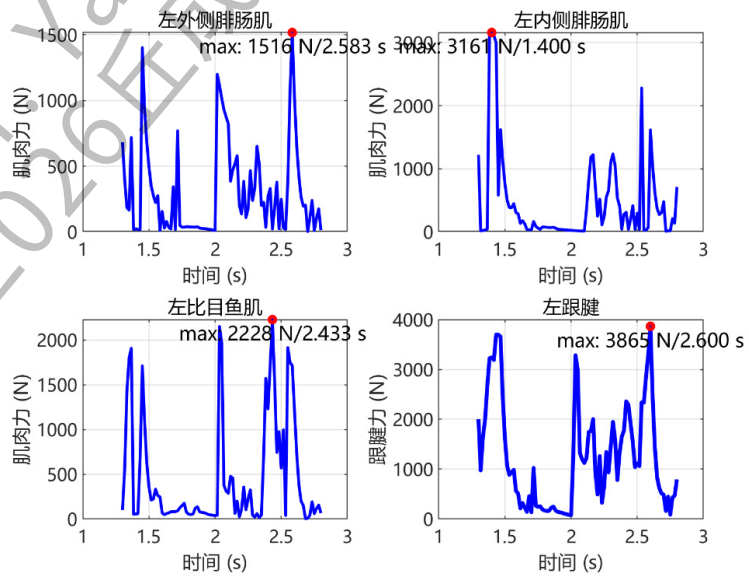


图 3-12 地面反作用力

从图 3-13、3-14 可以看出，变向跑时左脚最大跟腱力为 3865N，右脚最大跟腱力为 6712N。从肌腱肌肉单元对跟腱力的贡献来看，在受试者变向瞬间，比目鱼肌激活水平急剧上升，提供主要的拉伸力贡献。此时，变向跑时的最大跟腱力的倍体重（BW）为：

$$BW = \frac{6712}{68 \times 9.81} = 10.06$$



2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖公示

图 3-13 左脚跟腱受力

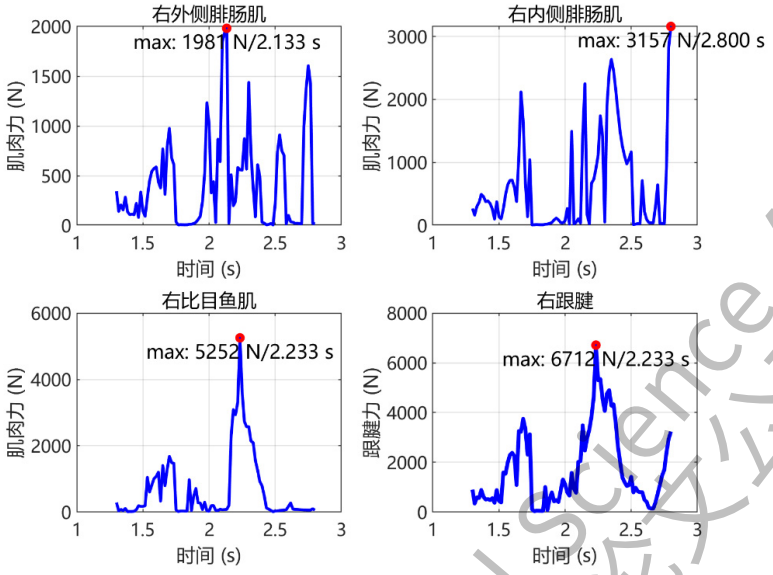


图 3-14 右脚跟腱受力

3.3.4 跟腱力的统计方法

所得的参数值均采用(平均值±标准差)表示。通过 Shapiro-Wilk 检验判断数据是否符合正态分布。为了研究受试者在四种不同动作（急停跳投、单脚起跳、欧洲步、变向跑）下的跟腱力是否存在显著差异。由于同一受试者参与了所有动作，数据之间存在相关性，因此采用重复测量方差分析（Repeated Measures ANOVA）比较四种动作的差异，显著性水平 α =0.05。受试者的基本信息见表 3-1。

表 3-1 受试者基本信息统计

人数	年龄/岁	身高/cm	体质量/Kg
8	16.5 ± 1.4	176.6 ± 7.0	69.1 ± 17.0

3.3.5 跟腱力的统计分析结果

对 8 名中学生志愿者的篮球高风险动作视频数据库得到的跟腱力的最大值，见表 3-2 所示。统计分析结果表明，在 0.05 显著性水平下，所有四个动作的跟腱

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

力最大值均满足正态分布假设。这为后续采用参数统计方法（如重复测量方差分析）比较不同动作间的差异提供了必要前提。此外，从均值和变异系数看，变向跑的跟腱力均值最高（8.86 BW），单脚起跳的个体间变异最大（CV = 0.38），而急停跳投的变异最小（CV = 0.16）。

表 3-2 篮球高风险动作库受试者跟腱力最大值（单位：倍体重 BW）

序号	急停跳投 /BW	单脚起跳 /BW	欧洲步 /BW	变向跑 /BW
1	4.71	3.46	5.5	10.06
2	5.73	5.26	6.55	9.44
3	4.42	3.6	8.14	9.07
4	6.79	7.92	5.23	9.68
5	5.79	2.98	5.18	5.71
6	4.9	6.83	5.37	5.08
7	4.49	7.38	7.23	9.7
8	4.87	3.93	10.14	12.12

表 3-3 跟腱力最大值统计分析（单位：倍体重 BW）

统计量	急停跳投 /BW	单脚起跳 /BW	欧洲步 /BW	变向跑 /BW
均值/标准差	5.21 ± 0.82	5.17 ± 1.96	6.67 ± 1.77	8.86 ± 2.33
变异系数	0.16	0.38	0.26	0.26
W 统计量	0.872	0.881	0.848	0.872
P 值	0.156	0.192	0.09	0.158
是否正态分布	是	是	是	是

采用重复测量方差分析，以动作类型为受试者内因素，比较不同动作下的跟腱力峰值差异，显著性水平设为 α=0.05，效应量以偏η^2 表示。Mauchly 球形检验结果表明数据满足球形假设（W=0.466，$\chi^2(5)$=4.372，p=0.497>0.05），因此可直接采用未校正的重复测量方差分析结果（表 3-5）。重复测量方差分析显示（表

2026 S.-T. Yau High School Science Award 仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

3-4），不同动作对跟腱力峰值的影响具有极显著差异（$F(3,21)=7.815$，$p=0.001$），效应偏$\eta^2=0.528$，表明动作类型可解释跟腱力峰值总变异的 52.8%，属于大效应量，说明动作因素对跟腱负荷具有强烈的实质性影响。

表 3-4 重复测量方差分析

变异来源	平方和	自由度	均方	F	p	偏η^2
动作	72.1	3	24.0	7.8	0.001	0.528
误差	64.6	21	3.1			

表 3-5 Mauchly 球形假设检验

Mauchly's W	χ^2	自由度	p
0.466	4.372	5	0.497

由于主效应显著，需要进一步研究具体哪些动作之间存在差异，因此进行事后多重比较，采用 Bonferroni 校正。采用 Bonferroni 法进行两两比较，以控制多重比较带来的 I 类错误膨胀。结果显示：

急停跳投与变向跑，均值差为 3.645 BW（95% CI [-6.934,-0.356]，$p=0.030$），差异具有统计学意义，表明变向跑的跟腱力峰值显著高于急停跳投。

单脚起跳与变向跑，均值差为 3.688 BW（95% CI [−0.326,7.701]，$p=0.074$），未达到显著性水平，但 p 值接近 0.05，提示可能存在趋势。

欧洲步与变向跑，均值差为 2.190BW（95% CI [−0.080,4.460]，$p=0.059$），同样接近显著性阈值。

其余所有动作间的两两比较均无统计学意义（所有 $p>0.05$）。

表 3-6 事后多重比较（Bonferroni 校正）

对比组（I）	对比组（J）	均值差（I-J）	标准误	校正后 p 值	95%置信区间
急停跳投（1）	单脚起跳（2）	0.0425	0.662	1.000	[-2.366, 2.451]
急停跳投（1）	欧洲步（3）	-1.455	0.807	0.687	[-4.391, 1.481]
急停跳投（1）	变向跑（4）	-3.645	0.905	0.030	[-6.934, -0.356]
单脚起跳（2）	欧洲步（3）	-1.498	1.046	1.000	[-5.301, 2.306]

2026 S-T Youth School Science Award 仅用于2026年成都市青少年科学实验公示

单脚起跳（2）	变向跑（4）	-3.688	1.104	0.074	[-7.701，0.326]
欧洲步（3）	变向跑（4）	-2.190	0.624	0.059	[-4.460，0.080]

结果表明，不同篮球动作对跟腱的力学负荷存在显著差异，其中变向跑对跟腱的负荷最大，显著高于急停跳投。这一发现提示在训练和康复中应重点关注变向动作对跟腱的潜在损伤风险。尽管单脚起跳与变向跑、欧洲步与变向跑的差异未达显著性，但 p 值接近 0.05，考虑到样本量较小（n=8），这些边缘显著的结果仍具有一定的生物力学意义。

为直观展示以 BW 为单位的跟腱力分布，可绘制箱线图（如图 3-15）。四种动作的跟腱力中位数存在显著差异，按数值从高到低排序为：变向跑（9.6 BW）> 欧洲步（6.0 BW）> 急停跳投（4.9 BW）> 单脚起跳（4.6 BW）。四分位距（IQR）作为数据离散程度的指标，在单脚起跳中最大（IQR = 7.1 − 3.5 = 3.6），表明该动作下跟腱负荷的个体间差异最显著；而急停跳投的四分位距最小（IQR = 5.8 − 4.6 = 1.2），提示其力学加载模式在四种动作中最具一致性。变向跑与欧洲步的上四分位数（Q3）分别为 9.9 BW 和 7.7 BW，峰值力分别达到 12.12 BW 和 10.14 BW，凸显这类变向类动作是跟腱高负荷场景；与之相对，单脚起跳的最低力值为 2.98 BW，展现出最宽的负荷强度区间。

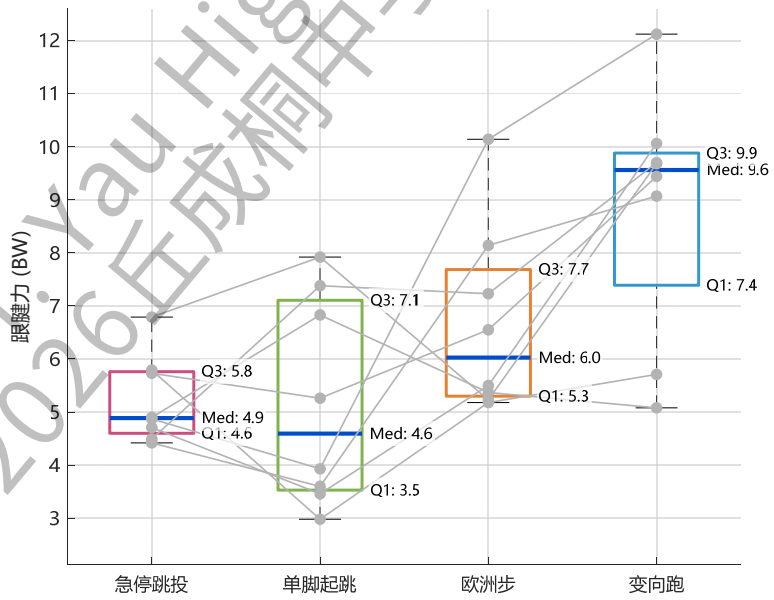


图 3-15 不同动作下跟腱力比较的箱线图

可以看出，不同动作下跟腱力的差异与其生物力学需求高度相关。变向跑包

2026 S. - Tyau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

含快速侧向蹬地与重心转移，会产生极高的瞬时跟腱负荷，而急停跳投的减速控制与垂直推进特征，使其负荷更温和且稳定。单脚起跳的高离散性可能源于起跳角度、肌肉激活策略及肢体优势的个体差异，这提示需通过针对性技术干预来优化负荷分布。

该研究结果为运动损伤预防与训练优化提供了生物力学依据。变向跑和欧洲步是跟腱过载的高风险动作，而急停跳投因负荷模式稳定，可作为康复期渐进性训练的适宜动作。

综上所述，四种运动动作的跟腱力负荷存在显著动作特异性：变向跑为最高负荷动作，单脚起跳的个体间负荷差异最显著，急停跳投负荷水平适中且分布最稳定。该结果可为跟腱损伤预防、康复训练方案制定及运动技术优化提供关键力学参考。

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

4 跟腱断裂概率及风险评估模型

4.1 概述

跟腱断裂是运动医学领域常见的严重损伤，其发生机制涉及力学负荷与肌腱承载能力之间的复杂交互作用。传统风险评估多采用确定性阈值方法，即当负荷超过某一固定阈值（如 9 kN 或 12.5 倍体重）时即判定为高风险。然而，这种简化处理忽略了承载力的随机变异性，无法反映真实世界中个体差异和生理波动的影响。为更精确地评估跟腱断裂风险，必须建立概率型模型，将跟腱负荷 L 和跟腱承载力 C 均视为随机变量，计算 P(C < L)作为断裂概率。

本章旨在系统阐述跟腱断裂概率风险评估模型的构建方法，包括理论基础、关键参数确定、个体化修正以及模型应用示例。特别地，我们将综合现有文献，对承载力变异系数（Coefficient of Variation, CV）的研究现状进行深入分析，为模型参数选择提供依据。

4.2 模型理论基础

4.2.1 跟腱负荷 L 的随机性

在运动过程中，跟腱实际承受的负荷并非恒定值，而是受多种因素影响而波动。这些因素包括：

（1）运动模式变异，同一运动（如跑步）在不同步态周期中，跟腱峰值力存在差异；

（2）地面条件，不同硬度的地面或鞋具会改变冲击力；

（3）疲劳状态，肌肉疲劳可能导致运动学改变，进而影响负荷；

（4）测量误差，通过可穿戴设备或生物力学模型估算负荷时，存在不可避免的误差。

因此，将跟腱负荷 L 视为随机变量是合理的。通常，可假设 L 服从正态分布或对数正态分布，其参数（均值、标准差）可通过多次测量或模型预测获得。本课题基于篮球运动高风险动作库，采用基于视频的 OpenCap 人体运动动态分析平台获得运动学数据，通过基于 OpenSim 的生物力学仿真分析确定运动动作中跟腱所承受的峰值力，并对结果进行统计获得。

2026 STEM Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

4.2.2 跟腱承载力 C 的随机性

跟腱的瞬时承载力具有随机性，这源于：

（1）个体间差异，年龄、性别、体型、训练水平等因素导致跟腱强度在人群中呈分布形式；

（2）个体内波动，同一人在不同时间点的肌腱状态（如水分含量、温度、微损伤累积）可能变化；

（3）测量不确定性，离体测试或推算方法的固有误差。

因此，将跟腱承载力 C 视为随机变量是合理的。通常可假设服从正态分布或对数正态分布。其均值 μ_C 通过个体化修正公式确定，其标准差 σ_C 则依据变异系数 CV 进行估算。

4.2.3 跟腱断裂概率计算公式

假设跟腱负载 L 与跟腱承载力 C 相互独立，且均服从正态分布，则定义 $D=C-L$，其分布为：

$$D \sim N\left(\mu_D, \sigma_D^2\right)，\ \mu_D=\mu_C-\mu_L，\ \sigma_D^2=\sigma_C^2+\sigma_L^2$$

跟腱断裂事件对应于 $C<L$，即 $D<0$，因此跟腱断裂概率为：

$$P_{fail}=P\left(D<0\right)=\Phi\left(\frac{0-\mu_D}{\sigma_D}\right)=\Phi\left(\frac{\mu_L-\mu_C}{\sqrt{\sigma_C^2+\sigma_L^2}}\right) \tag{4-1}$$

其中 Φ 为标准正态累积分布函数。

引入跟腱负荷比 $R=\mu_L/\mu_C$，并利用 $\sigma_C=CV\cdot\mu_C$，可得更简洁的：

$$P_{fail}=\Phi\left(\frac{R-1}{\sqrt{\sigma_C^2+\sigma_L^2}/\mu_C}\right) \tag{4-2}$$

该公式直观地反映了断裂概率与负荷比及变异系数的关系：当 R < 1 时，概率小于 0.5；当 R > 1 时，概率大于 0.5；$\sqrt{\sigma_C^2+\sigma_L^2}/\mu_C$ 越大，概率曲线越平缓，即在 R<1 时也有不可忽略的风险。

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

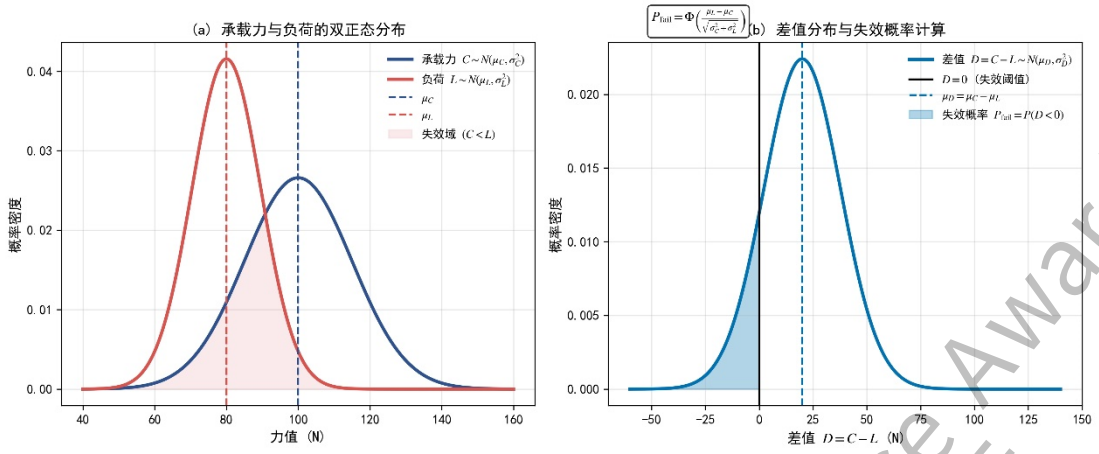


图 4-1 跟腱断裂概率示意图

4.3 关键参数确定

4.3.1 跟腱负荷 L 的变异系数

跟腱负荷 L 的分布参数应基于实际测量或针对目标人群的文献数据。更合理的做法是在受控条件下对同一受试者进行多次重复测量，计算均值与标准差。本课题将通过对篮球运动高风险动作库的数理统计得到四个典型动作急停跳投、单脚起跳、欧洲步、变向跑时跟腱负荷的均值和方差。

后续算例与库级分析统一取负荷变异系数 CV_L=0.35（取值依据见本节合并变异系数分析）；不同取值下的敏感度对比见表 4-5。

需要说明的是，从表 3-3 中的变异系数可以看出，单脚起跳动作的个体变异性最大（38%），说明单脚起跳高度依赖个人弹跳天赋和技术习惯，急停跳投稳定性最佳（16%），说明不同受试者做这个动作时，跟腱力最大值高度一致，动作模式成熟，欧洲步和变向跑的个体离散度中等（26%）。

为验证四组不同动作模式下跟腱力最大值（BW）数据的离散程度是否具有可比性，并为后续总体统计量合并及参数检验提供依据，采用更适用于小样本生物力学数据的 Levene 检验（基于平均值）对四组数据进行方差齐性检验。该检验将各组原始数据转换为绝对离差 $Z_{ij}=\left|X_{ij}-\overline{X}_i\right|$，并对转换后的 Z 值进行单因素方差分析。

经计算，四组 Z 值的组均值（$\bar{Z}_1$、$\bar{Z}_2$、$\bar{Z}_3$、$\bar{Z}_4$）分别为 0.6681、1.6775、1.3769 和 1.7313，总均值（$\bar{Z}$）为 1.3634。依据单因素方差分析原理，对总离差平方和进行分解，各项平方和（SS）、自由度（df）、均方（MS）及 F 统计量计算结果汇总于表 4-1。

2026 Tiyu Lilun School Science Award 仅用于2026年体育科学论文公示

表 4-1 Levene 检验方差分析分解表

变异来源	平方和（SS）	自由度（df）	均方（MS）	F
组间	5.74	3	1.91	2.03
组内	26.33	28	0.94	
总计	32.07	31		

在显著性水平 α=0.05 下，查 F 分布临界表（分子自由度 3，分母自由度 28）得临界值 $F_{0.05}(3,28)$=2.95。由于计算所得 F=2.03<2.95，且对应的精确概率 P=0.131>0.05，因此不拒绝原假设 H_0（各组总体方差相等），即方差齐性成立。

因此，四组动作数据（急停跳投、单脚起跳、欧洲步、变向跑）的总体方差具有齐性（方差齐）。该结果表明，尽管四组标准差在数值上存在一定差异（0.82 ~ 2.33 BW），但此差异尚未达到统计学显著水平，属于抽样随机波动所致。

基于方差齐性成立，将四组合并计算总体变异系数为 34.91%（总体均值 = 6.48 BW，总体标准差 = 2.26 BW），作为该批次动作数据的整体离散程度代表值。

在无实测数据时，也可参考表 4-2 的典型值确定跟腱负荷的分布参数。

表 4-2 不同运动模式下跟腱负荷的典型均值与变异范围

运动模式	均值（倍体重）	标准差（倍体重）	变异系数	来源
行走	2.5	0.4	0.16	Demangeot 等（2023）[25]
慢跑	6.0	1.0	0.17	Demangeot 等（2023）[25]
冲刺跑	10	1.5	0.15	Komi（1990）[15]
纵跳	5.5	0.5	0.09	Fukashiro 等（1995）[26]

本文根据上述高风险篮球动作库数据的合并变异系数（34.91%），偏安全地取跟腱负荷 L 的变异系数 CV_L=0.35。

4.3.2 跟腱承载力 C 的均值修正因子

跟腱承载力均值的基准值取自健康成年人跟腱极限抗拉强度。Komi[15]（1990）报道值为 9 kN，Butler 等[24]（1984）报道年轻肌腱的极限强度范围，综合取基准承载力 μ_{C0}=9000 N。

2026 S.-T. Yau High School Science Award 仅用于2026丘成桐中学科学奖参赛

该值需根据个体特征进行修正：

$$\mu_C = 9000 \times k_{age} \times k_{gender} \times k_{maturity} \times k_{health} \times k_{history} \left(N\right) \quad (4\text{-}3)$$

或根据横截面积（CSA）进行更精确计算：

$$\mu_C = \sigma_{ult} \times CSA \times k_{age} \times k_{gender} \times k_{maturity} \times k_{health} \times k_{history} \left(N\right) \quad (4\text{-}4)$$

其中极限应力 σ_{ult} 取 50 MPa，CSA 通过超声测量获得（单位 mm^2）。各修正因子的建议取值范围见表 4-3。

表 4-3 跟腱承载力均值修正因子建议值

因子	取值范围	说明	来源
年龄系数 k_{age}	<35 岁：1.0 35-50 岁：0.85 50 岁：0.7	随年龄增长强度下降	Thermann 等, 1995[20]；系数为经验取值
性别系数 k_{gender}	男：1.0 女：0.85	女性绝对强度较低	史晓伟等, 2023[1]
发育程度 $k_{maturity}$	<18 岁：0.7-0.9 18-35 岁：1.0	青少年未完全成熟	Wren 等, 2001[27]；系数为经验取值
健康状况 k_{health}	健康：1.0 跟腱病：0.5-0.6 近期激素使用：0.5	退变或药物影响	Arya 等, 2010[36]；系数为经验取值
既往断裂史 $k_{history}$	无：1.0 有：0.7-0.8	愈合后强度下降	Schepull 等,2013[37]; 系数为经验取值

注：表 4-3 中各修正因子为本模型基于上述文献报道的强度变化趋势确定的经验取值，用于式（4-3）、（4-4）的个体化承载力修正。

4.3.3 跟腱承载力 C 的变异系数

跟腱承载力变异系数是决定概率模型灵敏度的核心参数。为确定合理的 CV_C 范围，我们对相关文献进行了系统梳理。

Butler 等（1984）[24]对人年轻肌腱的材料特性进行测试，从数据分布推算 CV_C 约为 20%。Thermann 等（1995）[20]在离体跟腱测试中虽未直接给出 CV_C，但报道的标准差可间接估算 CV_C 在 15%-25%之间。Wren 等[27]的综述指出健康跟腱极限强度范围为 50-100 MPa，若以均值 75 MPa 估算，对应 CV_C 约为 15%-25%。

LaCroix 等（2013）[28]的元分析涵盖不同物种的 50 项研究，发现肌腱力学性能在物种内存在广泛变异，弹性模量与极限强度高度相关（R^2=0.785）。各原始研究中同种肌腱在同条件下的 CV_C 多在 10%-20%。

Gianakos 等（2024）[29]系统综述表明，男性跟腱刚度更高但适应性更低，

2026 Siyau High School Science Award
仅用于2026年成利中学科学奖公示

可能导致男性群体内变异与女性不同。然而目前缺乏按性别分层的 CV_C 报告。

Iwanuma 等（2014）[30]报道在体跟腱力学测量的日间变异 CV_C 为 7.7±3.7%，提示部分观察到的变异可能源于测量方法而非真实生物学变异。

综合上述研究，健康跟腱极限强度的 CV_C 估算值主要集中在 10%-30%之间，多数研究支持 15%-20%作为合理范围。在实际应用中，建议取 CV_C=0.15 作为保守估计，并通过敏感度分析考察不同取值对风险概率的影响。

4.4 风险分级与预警

将计算出的断裂概率 P_{fail} 映射到风险等级，便于用户理解和使用（表 4-4）：

表 4-4 风险分级与预警

断裂概率范围	风险等级	建议行动
<5%	低风险	正常训练，定期监测
5%-20%	中风险	关注负荷，避免疲劳下爆发性动作
20%-50%	高风险	减少高强度活动，强化防护
＞ 50%	极高风险	立即停止运动，寻求专业评估

需要说明的是，式（4-1）计算的概率本质上是给定动作负荷分布下负荷超过承载力的力学超限概率（模型风险值），并非人群流行病学意义上的实际断裂发生率。以第 4.5 节算例中变向跑动作约 42%的风险值为例，它反映的是该动作单次执行时力学超限的可能性，而非"100 人中 42 人必然断裂"；实际断裂是否发生还取决于负荷率的累积、肌腱疲劳与修复状态等未建模因素。因此，表 4-4 风险分级的相对意义大于绝对意义，模型风险值与流行病学断裂率之间的对应关系有待通过前瞻性队列研究进一步校准。

4.5 模型应用示例

4.5.1 算例一：受试者 1 急停跳投动作（低风险）

个体信息：受试者 1，男性，17 岁，身高 188 cm，体重 68 kg，无跟腱病史，

2026 Yale High School Science Award 仅用于2026耶鲁中学科学奖论文公示

健康状况良好（见表 2-1）。

负荷分布：第 3 章实测结果显示，该受试者急停跳投动作的右脚峰值跟腱力为 3142 N（4.71 BW）。取变异系数CV_L=0.35，则标准差$\sigma_L = 3142 \times 0.35 = 1100N$。

跟腱承载力修正：年龄系数 1.0（<35 岁）、性别系数 1.0（男性）、发育程度系数 0.8（17 岁尚未完全成熟，取中间值）、健康状况系数 1.0（健康）、既往断裂史系数 1.0（无）。按式（4-3）：

$$\mu_C = 9000 \times 1.0 \times 1.0 \times 0.8 \times 1.0 \times 1.0 = 7200N$$

跟腱承载力标准差：

$$\sigma_C = 0.15 \times 7200 = 1080N$$

跟腱断裂概率计算：按式（4-1），

$$\mu_L - \mu_C = 3142 - 7200 = -4058N$$

$$\sigma_D = \sqrt{\sigma_C^2 + \sigma_L^2} = \sqrt{1100^2 + 1080^2} = 1542N$$

$$z = \frac{\mu_L - \mu_C}{\sigma_D} = \frac{-4058}{1542} \approx -2.632$$

$$P_{fail} = \Phi(-2.632) \approx 0.0042$$

结果解释：该受试者在急停跳投动作中的跟腱断裂概率约为 0.42%，远低于 5%，属于低风险。负荷比 R=3142/7200≈0.436，负荷均值显著低于承载力均值。

4.5.2 算例二：受试者 1 变向跑动作（高风险）

个体信息：与算例一为同一受试者（受试者 1，17 岁男性，68 kg），承载力参数不变：μ_C=7200 N，σ_C=1080 N。

负荷分布：第 3 章实测结果显示，该受试者变向跑动作的右脚峰值跟腱力为 6712 N（10.06 BW），为四种动作中最高。取变异系数CV_L=0.35，则标准差$\sigma_L = 6712 \times 0.35 = 2349N$。

跟腱断裂概率计算：

$$\mu_L - \mu_C = 6712 - 7200 = -488N$$

$$\sigma_D = \sqrt{\sigma_C^2 + \sigma_L^2} = \sqrt{2349^2 + 1080^2} = 2585N$$

$$z = \frac{\mu_L - \mu_C}{\sigma_D} = \frac{-488}{2585} \approx -0.189$$

$$P_{fail} = \Phi(-0.189) \approx 0.42$$

结果解释：同一名健康高中生在变向跑动作中的断裂概率约为 42%，落入 20%–50%区间，属于高风险，远高于急停跳投动作（约 0.425%）。这说明在个体承载力相同的条件下，动作类型是决定跟腱风险的主导因素，与第 3 章“变向跑跟腱负荷最高”的统计结论一致。此时负荷比 R=6712/7200≈0.932，负荷均值

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026正成同学科学论文公示

已接近承载力均值。表 4-5 的敏感度分析显示，在参数合理扰动范围内该动作的断裂概率保持在 31%–43%，高风险结论稳健。

为进一步说明承载力修正因子的作用，算例二中假设该受试者患慢性跟腱炎（按表 4-3 取发育程度系数 0.8（与算例一一致）、健康状况系数 0.6，其余系数取 1.0）处于相同的变向跑负荷水平，按式（4-3）：

$$\mu_C = 9000 \times 1.0 \times 1.0 \times 0.8 \times 0.6 \times 1.0 = 4320N$$

跟腱承载力标准差：

$$\sigma_C = 0.15 \times 4320 = 648N$$

带入公式（4-1）可得：$P_{fail} = \Phi(0.9816) \approx 83.7\%$

此时属于极高风险，这表明个体化承载力修正是模型识别高危人群的关键环节，也解释了相同负荷下不同个体风险差异悬殊的原因。

表 4-5 的敏感度分析考察了承载力与负荷变异系数在合理范围内变化时断裂概率的稳定性，结果如下。

表 4-5 断裂概率对承载力与负荷变异系数的敏感度分析

承载力变异系数 CV_C	负荷变异系数 CV_L	急停跳投断裂概率（3142 N）	变向跑断裂概率（6712 N）
0.10	0.10	<0.01%	31.0%
0.10	0.16	<0.01%	35.3%
0.10	0.26	0.01%	39.8%
0.10	0.35	0.10%	42.1%
0.10	0.38	0.18%	42.7%
0.15	0.10	0.02%	35.1%
0.15	0.16	0.03%	37.4%
0.15	0.26	0.14%	40.6%
0.15	0.35	0.42%	42.5%
0.15	0.38	0.59%	43.0%
0.20	0.10	0.30%	37.9%
0.20	0.16	0.39%	39.3%
0.20	0.26	0.71%	41.5%
0.20	0.35	1.26%	43.0%
0.20	0.38	1.5%	43.4%

注：跟腱负荷变异系数 0.16、0.26、0.38 分别为急停跳投、变向跑/欧洲步、单脚起跳的实测个体间变异系数（表 3-3），为了涵盖表 4-2 的范围增加 0.10；0.35 为本研究库级分析采用的总体变异系数（见 4.3 节）。

4.6 中学生高风险动作库跟腱断裂风险概率分析

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

4.5 节的算例验证了模型对单一个体不同动作的区分能力。本节将模型应用于整个中学生高风险动作库：对 8 名受试者×4 种动作共 32 组实测数据逐一计算断裂概率。负荷取表 3-2 中各受试者动作的峰值跟腱力（由倍体重换算为牛顿）；负荷变异系数按 4.3.1 节取 CV_L=0.35；承载力按表 4-3 进行个体化修正——受试者 3（19 岁）发育程度系数取 1.0，其余 7 名受试者（14–17 岁）取 0.8，年龄、性别、健康状况与既往断裂史系数均取 1.0，CV_C=0.15。计算结果见表 4-6。

表 4-6 8 名受试者四种动作跟腱断裂概率分析

受试者	急停跳投	单脚起跳	欧洲步	变向跑
1（17 岁，68kg）	3142 N 0.42% 低风险	2307 N 0.01% 低风险	3669 N 1.77% 低风险	6712 N **42.50% 高风险**
2（16 岁，59kg）	3316 N 0.72% 低风险	3044 N 0.31% 低风险	3791 N 2.32% 低风险	5464 N **21.46% 高风险**
3（19 岁，90kg）	3902 N 0.40% 低风险	3178 N 0.04% 低风险	7187 N **26.27% 高风险**	8008 N **37.49% 高风险**
4（16 岁，62kg）	4130 N 4.44% 低风险	4817 N 11.70% 中风险	3181 N 0.48% 低风险	5888 N **28.63% 高风险**
5（16 岁，64kg）	3635 N 1.63% 低风险	1871 N 0.00% 低风险	3252 N 0.59% 低风险	3585 N 1.45% 低风险
6（17 岁，100kg）	4807 N 11.57% 中风险	6700 N **42.33% 高风险**	5268 N 18.30% 中风险	4983 N 14.00% 中风险
7（14 岁，50kg）	2202 N 0.01% 低风险	3620 N 1.58% 低风险	3546 N 1.32% 低风险	4758 N 10.93% 中风险
8（17 岁，60kg）	2866 N 0.16% 低风险	2313 N 0.01% 低风险	5968 N **30.02% 高风险**	7134 N **49.03% 高风险**

从动作维度看，四种动作的平均断裂概率依次为：变向跑 25.7%＞欧洲步 10.1%＞单脚起跳 7.0%＞急停跳投 2.4%，与第 3 章“变向跑跟腱负荷最高”的统计结论一致。其中变向跑的风险最高且最普遍：8 名受试者中 5 人（受试者 1、2、3、4、8）处于高风险区（20%–50%），2 人处于中风险区，仅 1 人处于低风险区；其余三种动作进入高风险区的人数分别仅为 0、1、2 人。这说明变向跑不仅平均负荷最高，其高风险的普遍性也显著高于其他动作，是中学生篮球训练中应优先监测的动作。

从个体维度看，表 4-6 还揭示了两项重要的生物学规律：（1）体重显著修饰绝对负荷与风险。受试者 6（体重 100 kg）的负荷倍数并不突出（4.90–6.83 BW），但换算为绝对力后，其单脚起跳的断裂概率高达 42.3%（高风险），急停跳投亦达 11.6%（中风险），是全库中风险水平最高的个体之一，提示大体重青少年即使负荷倍数不高，其跟腱绝对受力仍可能处于高位，应优先纳入筛查。（2）发育阶段修饰承载力，风险排序不能只看力值。受试者 3（19 岁）变向跑的绝对负荷

2026 Shanghai High School Science Award 仅用于2026上海中学生科学奖论文公示

为 8008 N、全库最高，但其发育程度系数取 1.0（承载力 9000 N），断裂概率为 37.5%；而受试者 8（17 岁）变向跑负荷为 7134 N、低于受试者 3，却因发育程度系数 0.8（承载力 7200 N）得到全库最高的 49.0%风险值，已逼近极高风险阈值。这说明青少年跟腱尚处于生长发育期、承载储备低于成人，比较不同个体时“负荷/承载力”之比比单纯力值更具生物学意义。

综合以上结果，从生物学角度可得出三点结论：第一，变向类动作“高负荷率+非轴向加载”的力学特征在青少年群体中同样成立，是决定跟腱断裂风险的主导动作因素；第二，体重与生长发育阶段是修饰青少年跟腱断裂风险的两大生物学因素——青春期跟腱的横截面积与力学强度尚未达到成人水平，同等负荷下的安全裕度更小，这为“中学生篮球训练应实施负荷分级管理”提供了定量依据；第三，本研究将风险评估对象从单一个体扩展到整个动作库群体，给出了中学生篮球高风险动作的个体化风险谱（图 4-2），使损伤预防从经验判断走向可计算的概率决策。

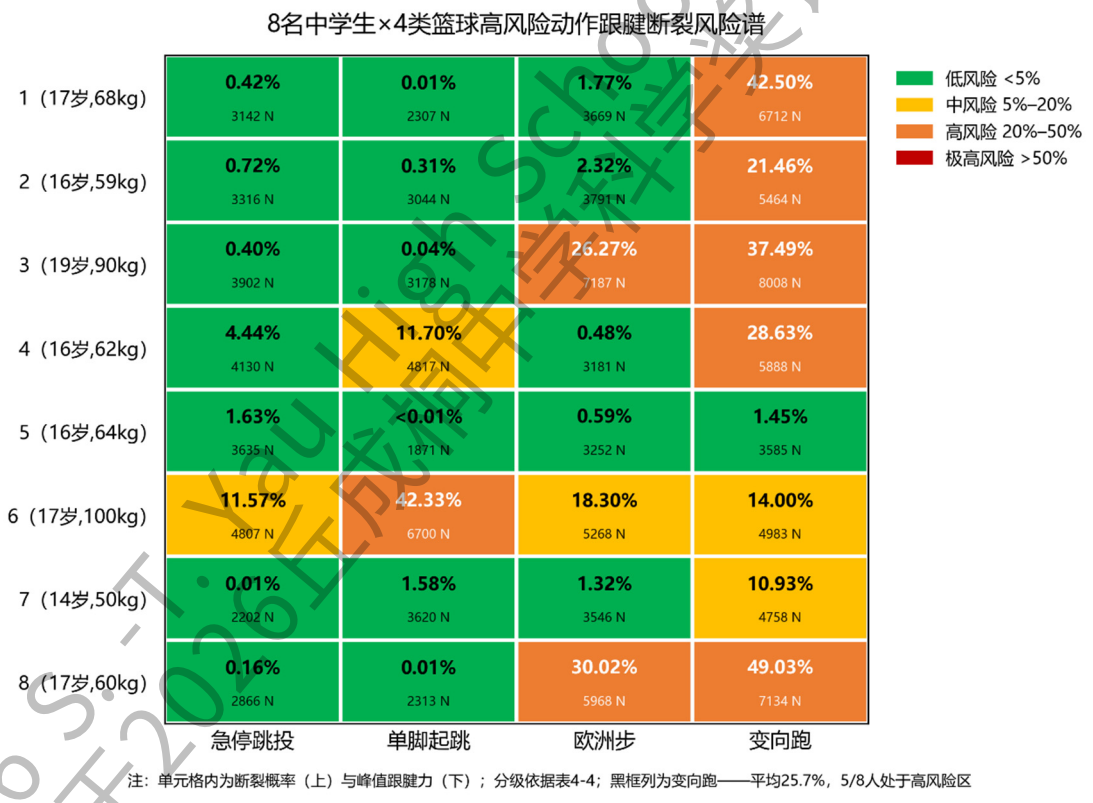


图 4-2 8 名受试者×4 类动作的风险谱图

需要说明的是，表 4-6 的绝对数值依赖于负荷与承载力相互独立的假设及表 4-3 的经验系数，应结合 4.4 节的校准说明理解其相对意义；随着样本量扩大与超声 CSA 实测数据的补充，该风险谱可进一步细化。

2026 S.T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

4.7 跟腱断裂概率及风险评估软件界面开发

采用 Python 开发了跟腱断裂概率及风险评估软件界面 DeepAchilles。源文件见项目其他材料作品源文件。

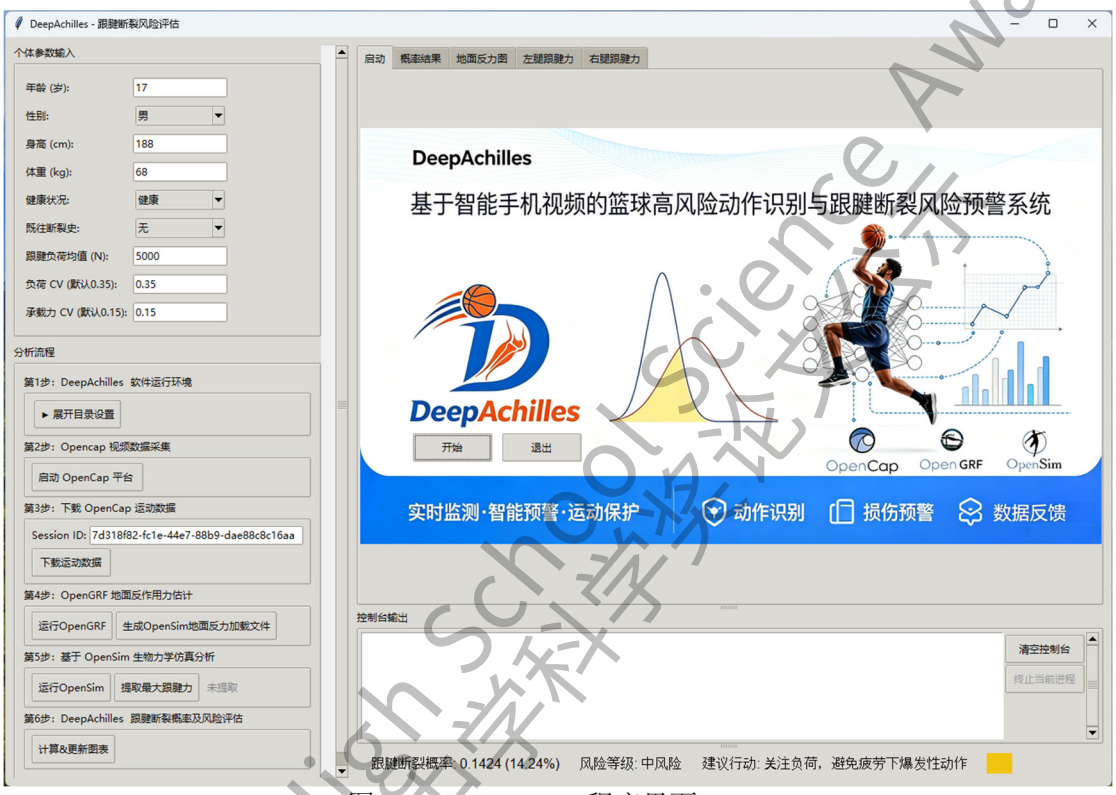


图 4-3 DeepAchilles 程序界面

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文评审

5 结论

本文设计并实现了基于智能手机视频的篮球高风险动作识别与跟腱断裂风险预警系统 DeepAchilles。系统以两部智能手机同步拍摄的运动视频为输入，集成 OpenCap 无标记动作捕捉、OpenGRF 地面反作用力估计与 OpenSim 静力优化，输出动作类型、跟腱负荷值、断裂概率及预警等级（绿/黄/橙/红），实现从视频输入到风险等级输出的全自动链路。对 8 名中学生志愿者、4 类高风险动作（急停跳投、单脚起跳、欧洲步、变向跑）共 32 组实测数据的库级运行表明，系统各环节均可稳定执行，验证了“视频→高风险动作辨识→跟腱负荷计算→风险分级输出”技术路线的可行性。

本文构建了基于概率论的风险评估算法：将跟腱负荷 L 与承载力 C 视为独立正态随机变量，以年龄、性别、发育程度、健康状况、既往断裂史五项因子对承载力进行个体化修正，计算跟腱断裂概率并划分绿/黄/橙/红四级预警。基于中学生高风险篮球动作库数据，取跟腱负荷变异系数为 0.35；系统综述表明跟腱承载力变异系数的合理范围为 0.15–0.20，本文取 0.15。算例验证了该算法区分低风险与高风险动作场景的能力（急停跳投约 0.42%，变向跑约 42.5%），敏感度分析给出了参数取值对分级结果的影响范围；该概率为“力学超限概率（模型风险值）”，其相对意义大于绝对意义，有待前瞻性队列校准。

在库级应用层面，对 8 名受试者 4 种动作共 32 组实测数据的系统运行显示：变向跑的平均断裂概率最高（约 25.7%），8 名受试者中 5 人处于高风险区；体重与生长发育阶段是影响风险分级的两大关键个体因素。上述结果表明，DeepAchilles 能够对中学生篮球高风险动作进行个体化风险分级与预警，为训练负荷管理与损伤筛查提供量化依据，也为后续更大规模的动作识别与风险预测研究提供了数据基准。

2026 S. - Youth School Science Award
仅用于2026年青少年科学奖公示

6 创新点

本文创新点有：

（1）设计并实现基于智能手机视频的篮球高风险动作识别及跟腱风险预警系统 DeepAchilles：以两部手机同步视频为唯一输入，集成 OpenCap 无标记动作捕捉、OpenGRF 地面反作用力估计与 OpenSim 肌肉-骨骼仿真，实现"视频输入→高风险动作辨识→跟腱负荷计算→风险分级输出"的全自动链路，无需专业实验室设备，使专业级运动分析与损伤预警可及于普通学校；

（2）提出跟腱负荷-承载力概率风险评估算法：将跟腱负荷 L 与承载力 C 建模为独立正态随机变量，以年龄、性别、发育程度、健康状况、既往断裂史五项因子对承载力进行个体化修正（表 4-3），由标准正态分布计算跟腱力学超限概率并映射为绿/黄/橙/红四级预警（式 4-1），并结合敏感度分析检验分级结果对参数取值的稳健性；

（3）自建中学生篮球高风险动作实测数据集并完成库级系统测试：对 8 名受试者 4 种动作共 32 组实测数据逐一运行系统，动作间跟腱峰值负荷差异显著（$F(3,21)=7.815$，$p=0.001$，偏 $\eta^2=0.528$），变向跑负荷最高（均值 8.86 倍体重）；风险谱计算显示 8 人中 5 人在变向跑处于高风险区（平均概率 25.7%，表 4-6），并识别出体重与生长发育阶段两个影响风险分级的关键个体因素，为动作风险识别与预警研究提供了数据基准。

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

7 讨论

7.1 与相关工作的对比

在视频运动分析方面，Lin 等[6]提出的端到端方法直接从双视角视频回归关节角度，代表了无标记运动分析的前沿方向；本系统采用 OpenCap 成熟技术[5]作为感知前端，将工作重心放在负荷计算、风险分级算法与系统集成上。与实验室级方案（光学动作捕捉与测力台）相比，本系统的运动学精度与地面反作用力均为估算值（验证见 3.2.4 节），但设备成本由约一百万元降至近零，可及性大幅提升，适用于大规模筛查场景而非临床诊断。与基于问卷和经验判断的传统筛查方式相比，本系统输出定量的跟腱负荷与概率等级，为训练负荷管理提供了可计算的依据。

7.2 结果解释与校准

本研究发现变向跑动作的跟腱负荷最高（均值 8.86 倍体重），与变向类动作“高负荷率+非轴向加载”的力学特征一致，提示变向动作应作为中学生篮球训练中优先监测的对象。需要强调的是，4.4 节已说明系统输出的概率为“力学超限概率（模型风险值）”：真实跟腱断裂还受疲劳、负荷历史、环境等多因素影响，因此该概率的绝对值不应等同于流行病学断裂率，其相对大小与风险分级更具实用意义；若要与实际断裂率校准，需开展前瞻性队列随访，这也是第 8 章展望的重要内容。

7.3 局限性

本研究存在以下局限。其一，样本量为 8 人，4.6 节风险谱为小样本预研结论，统计推断的把握度有限；其二，无标记动作捕捉在快速变向与遮挡场景下精度下降，OpenGRF 估算的地面反作用力存在误差，误差会沿评估链路传导至负荷与概率结果；其三，承载力模型中的个体修正因子（表 4-3）部分为经验取值，如能结合超声测量跟腱横截面积进行个体化标定，可进一步提升准确性。

2026 STIYAU High School Science Award
仅用于2026年成桐中学科学奖论文公示

8 展望

本文构建的 DeepAchilles 系统以两部智能手机视频为唯一输入，实现了从高风险动作辨识、跟腱负荷计算到断裂风险分级预警的全自动分析，具有非侵入、低成本、实时输出的特点，评估结果科学可靠，为中学生篮球训练负荷管理与损伤预防提供了可量化的工具，具有较高的实用推广价值。

针对第 7 章讨论所指出的局限，下一步将重点改进以下环节：其一，进一步验证 OpenGRF 在篮球动作上的估算精度，并借助合作实验室的测力台对典型篮球动作开展同步对比验证，明确 OpenGRF 在本场景下的误差范围，并评估该误差沿评估链路对负荷与概率结果的影响；其二，结合超声测量跟腱横截面积（CSA）对承载力进行个体化标定，替代部分经验修正因子，提高风险分级的准确性。

在验证与应用层面，将扩大样本量，纳入不同年龄、性别与训练水平的中学生运动员，覆盖更多高风险动作类型，以优化风险分级阈值；开展前瞻性队列随访，将系统输出的力学超限概率与实际损伤记录进行校准，检验其预测效度；并将评估对象由跟腱拓展至前交叉韧带等其他常见下肢运动损伤，探索在校园体育课与校队训练场景中的落地应用，形成面向青少年运动损伤的一体化风险预警系统。

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖公开

科创感想

回想这一年走过的路，最深的感触是：科学研究的起点，往往只是源于生活中一个朴素的好奇。

作为一名篮球爱好者，我跟许多同学一样，热爱在球场上奔跑跳跃的感觉。但与此同时，关于“跟腱受伤”的可怕传闻也总在我们耳边挥之不去。每当看到有队友因为伤病问题不得不暂别球场时，我就在想：难道伤病真的是我们热爱运动的代价吗？有没有什么办法，能在危险发生之前就给我们提个醒？正是这个简单的念头，把我引上了这条充满未知的探索之路。

项目的起步远比想象中困难。最初面对那些复杂的生物力学概念和算法模型时，我感觉自己像在读天书。记得第一次尝试用 OpenCap 平台捕捉动作，我折腾了一下午，导出的数据却全是乱码。我在电脑前，一遍遍回放那些录制失败的视频，看着屏幕上滑稽变形的“火柴人”，哭笑不得。但恰恰是这些笨拙的尝试，让我真正沉下心来，从最基础的解剖学知识开始补课，一点点啃文献，弄懂跟腱在运动中究竟承担着怎样的负荷。

真正让我感受到科研魅力的，是当那些冰冷的公式和代码，开始与我们的身体产生真实的呼应。

当我采集完 8 名志愿者的数据，第一次成功跑通 OpenSim 模型，看到屏幕上跟腱负荷曲线随着动作幅度剧烈波动时，我突然有种奇妙的感觉——那根看不见摸不着的跟腱，它的“喜怒哀乐”第一次被我们看见、被量化了。那种把一个抽象的风险，变成一个具体数字、一个清晰等级的成就感，真的难以言喻。

当然，过程并非一帆风顺。我一开始尝试使用的是有标记动作捕捉系统，需要戴着一些传感器在身上，但是在调试中出现了一些困难。后来，我了解到斯坦福大学的 Scott L. Delp 教授在这方面十分权威，于是我大胆写信请教，意料之外的是，收到了斯坦福大学教授的回信。他的回信为我的课题推进起到了很大的帮助作用，使得课题得以顺利进展。

在这个过程中，我收获的远不止一项技术成果，更重要的是，我体会到了科研的真正价值——它不是高高在上的理论推导，而是切实服务于人的温度。当我的系统第一次成功预警了一个潜在的危险动作，当我看到小伙伴们开始有意识地调整自己的跑跳姿态，我知道，我正在用自己的努力，让这片热爱的球场变得更安全一点点。

这段经历让我明白，科学探索从来不是孤独的旅行，它是由无数人的信任、

2026 CT Youth high school science Award
仅用于2026年度青少年科学奖公示

支持和付出共同铺就的道路。如今再站上球场，我的目光里除了对胜利的渴望，更多了一份对身体的敬畏，对生命的理解，同时，在科创研究中我们要努力探索，追求卓越。我想，这大概就是科创带给我最宝贵的礼物吧。

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

参考文献

[1] 史晓伟, 龙丽娟. 跟腱损伤的性别差异研究进展[J]. 中国运动医学杂志, 2023, 42(4): 328-333.

[2] 王玮. 运动性跟腱断裂：原因、治疗与如何评价跟腱的力学特性及愈合程度[J]. 中国组织工程研究, 2018, 22(8): 1300-1305.

[3] LEPPILAHTI J, PURANEN J, ORAVA S. Incidence of Achilles tendon rupture[J]. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1996, 67(3): 277-279. DOI: 10.3109/17453679608994688.

[4] SLADE P, HABIB A, HICKS J L, et al. An open-source and wearable system for measuring 3D human motion in real-time[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2022, 69(2): 678-688. DOI: 10.1109/TBME.2021.3103201.

[5] UHLRICH S D, FALISSE A, KIDZIŃSKI Ł, et al. OpenCap: human movement dynamics from smartphone videos[J]. PLoS Computational Biology, 2023, 19(10): e1011462. DOI: 10.1371/journal.pcbi.1011462.

[6] LIN Z Y, LYU B, FERNANDEZ J C, et al. 3D kinematics estimation from video with a biomechanical model and synthetic training data[C]//Proceedings of the IEEE/CVF Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW). Piscataway: IEEE, 2024: 1441-1450.

[7] 霍尔 S J. 生物力学基础[M]. 8 版. 乔钧, 祁奇, 余波, 译. 郑州: 河南科学技术出版社, 2021.

[8] DI PIETRO A, DI PUCCIO F, MODENESE L. OpenGRF: predicting ground reaction forces and moments during daily living activities in OpenSim[J/OL]. bioRxiv, 2025. https://doi.org/10.1101/2025.09.27.678739.

[9] VERHEUL J, ROBINSON M A, BURTON S. Jumping towards field-based ground reaction force estimation and assessment with OpenCap[J]. Journal of Biomechanics, 2024, 166: 112044. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2024.112044.

[10] MILLER E Y, TAN T, FALISSE A, et al. Integrating machine learning with musculoskeletal simulation improves OpenCap video-based dynamics estimation[J/OL]. bioRxiv, 2025. https://doi.org/10.64898/2025.12.19.695562.

[11] DELP S L, ANDERSON F C, ARNOLD A S, et al. OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54(11): 1940-1950.

2026 S-T Yau High School Science Award
仅用于2026年成桐中学科学奖公示

[12] 王成焘, 王冬梅, 白雪岭, 等. “中国力学虚拟人”研究及应用[J]. 生命科学, 2010, 22(12): 1235-1240.

[13] ZERNICKE R F, BROGLIO S P, WHITING W C. Biomechanics of injury[M]. 3rd ed. Champaign: Human Kinetics, 2024.

[14] 武汉市第三医院. 男子起跳救球致跟腱断裂，医生：高强度运动时要量力而行[EB/OL]. (2025-09-24). https://whsyy.net/view_10441.html.

[15] KOMI P V. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics[J]. Journal of Biomechanics, 1990, 23(S1): 23-34.

[16] 中华医学会运动医疗分会. 杜兰特、科比、贝克汉姆这些顶级运动员的伤病，其实离我们并不远[EB/OL]. (2019-08-22). https://cssm.cma.org.cn/cn/ncontent.aspx?oid=16.

[17] 国家体育总局. 跟腱炎：不可忍受之疼，科学运动重视防治[EB/OL]. (2017-11-30). https://www.sport.gov.cn/n20001280/n20001265/n20066978/c20285528/content.html.

[18] LICHTWARK G A, WILSON A M. In vivo mechanical properties of the human Achilles tendon during one-legged hopping[J]. Journal of Experimental Biology, 2005, 208(24): 4715-4725. DOI: 10.1242/jeb.01950.

[19] DORAL M N, et al. Rupture of the Achilles and patellar tendons[J]. Clinics in Sports Medicine, 2003, 22(4): 761-776.

[20] THERMANN H, et al. Biomechanische Untersuchungen zur humanen Achillessehnenruptur[J]. Unfallchirurg, 1995, 98(11): 570-575.

[21] 梅宇, 胡跃林, 郭秦炜, 等. 跟腱断裂术后并发症的研究进展[J]. 足踝外科电子杂志, 2015, 2(4): 51-57, 62.

[22] 国家体育总局. 预防跟腱断裂从避免过度运动开始[EB/OL]. (2025-05-21). https://www.sport.gov.cn/n20001280/n20001265/n20066978/c28734134/content.html.

[23] HAMNER S R, DELP S L. Muscle contributions to fore-aft and vertical body mass center accelerations over a range of running speeds[J]. Journal of Biomechanics, 2013, 46(4): 780-787. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.11.024.

[24] BUTLER D L, GROOD E S, NOYES F R, et al. Effects of structure and strain measurement technique on the material properties of young human tendons and fascia[J]. Journal of Biomechanics, 1984, 17(8): 579-596. DOI: 10.1016/0021-9290(84)90090-3.

2026 S.T. (all) High School Science Award 仅用于2026全国科学科学论文公示

[25] DEMANGEOT Y, WHITELEY R, GREMEAUX V, et al. The load borne by the Achilles tendon during exercise: a systematic review of normative values[J]. Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 2023, 33(2): 110-126.

[26] FUKASHIRO S, KOMI P V, JÄRVINEN M, et al. In vivo Achilles tendon loading during jumping in humans[J]. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 1995, 71(5): 453-458.

[27] WREN T A L, YERBY S A, BEAUPRÉ G S, et al. Mechanical properties of the human Achilles tendon[J]. Clinical Biomechanics, 2001, 16(3): 245-251. DOI: 10.1016/S0268-0033(00)00089-9.

[28] LACROIX A S, DUENWALD-KUEHL S E, LAKES R S, et al. Relationship between tendon stiffness and failure: a meta-analysis[J]. Journal of Applied Physiology, 2013, 115(1): 43-51.

[29] GIANAKOS A L, HARTMAN H, KERKHOFFS G M M J, et al. Sex differences in biomechanical properties of the Achilles tendon may predispose men to higher risk of injury: a systematic review[J]. Journal of ISAKOS, 2024, 9(2): 184-191. DOI: 10.1016/j.jisako.2023.11.001.

[30] IWANUMA S, AKAGI R, KURIHARA T, et al. Measurement of the mechanical properties of tendons in vivo: identifying toe region and linear region[J]. Japanese Journal of Biomechanics in Sports and Exercise, 2014, 18(2): 63-71.

[31] POURCELOT P, VAN DEN BOGERT A J, et al. Achilles tendon loads at walk measured using a novel ultrasonic technique[J]. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2005, 8(S1): 161-162. DOI: 10.1080/10255840512331389055.

[32] GIDDINGS V L, BEAUPRÉ G S, WHALEN R T, et al. Calcaneal loading during walking and running[J]. Medicine and Science in Sports and Exercise, 2000, 32(3): 627-634. DOI: 10.1097/00005768-200003000-00012.

[33] BURDETT R G. Forces predicted at the ankle during running[J]. Medicine and Science in Sports and Exercise, 1982, 14(4): 308-316.

[34] GHEIDI N, KERNOZEK T W, et al. Achilles tendon loading during weight bearing exercises[J]. Physical Therapy in Sport, 2018, 32: 260-268. DOI: 10.1016/j.ptsp.2018.05.007.

[35] KOMI P V, FUKASHIRO S, JÄRVINEN M. Biomechanical loading of Achilles tendon during normal locomotion[J]. Clinics in Sports Medicine, 1992, 11(3): 521-531.

2026 S.T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

[36] ARYA S, KULIG K. Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon[J]. Journal of Applied Physiology, 2010, 108(3): 670-675. DOI: 10.1152/japplphysiol.00259.2009.

[37] SCHEPULL T, ASPENBERG P. Early controlled tension improves the material properties of healing human Achilles tendons after ruptures: a randomized trial[J]. The American Journal of Sports Medicine, 2013, 41(11): 2549-2557. DOI: 10.1177/0363546513501785.

[38] LEMME N J, LI N Y, DEFRODA S F, et al. Epidemiology of Achilles tendon ruptures in the United States: athletic and nonathletic injuries from 2012 to 2016[J]. Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 2018, 6(11): 2325967118808238. DOI: 10.1177/2325967118808238.

2026 S. -T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示

作者贡献

本研究由卢邦梁独立完成，作者（含指导老师）的具体贡献如下：

卢邦梁（参赛学生）：提出选题并进行文献调研；设计 4 类高风险动作（急停跳投、单脚起跳、欧洲步、变向跑）实验方案与双机位采集流程；完成 8 名中学生志愿者招募、知情同意办理与视频采集；完成 OpenCap 数据处理、OpenGRF 地面反作用力估计、OpenSim 肌肉骨骼仿真与跟腱力计算；完成全部统计分析（Shapiro-Wilk 正态性检验、Levene 方差齐性检验、重复测量方差分析与 Bonferroni 事后多重比较）；建立负荷-承载力概率风险评估模型并完成算例、敏感度分析与库级风险谱计算；设计并开发 DeepAchilles 风险预警软件；绘制全部图表；撰写论文全部章节并修改定稿。

石佳凝（指导老师）：在选题阶段参与讨论并确定研究方向；建议采用概率表达个体风险；指导统计检验方法的学习与使用；审阅论文结构、表述并提出修改意见。

除上述人员外，本研究未接受任何其他人员或机构的实质性贡献；斯坦福大学教授的回信协助已在致谢部分如实说明。

2026 S.-T. Yau High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖公示

致 谢

一、研究背景与选题来源

本课题源于一次真实的球场经历：队友在一次比赛中于无对抗情况下跟腱断裂，年仅 17 岁。由此我开始思考：哪些篮球动作会使跟腱承受危险负荷？能否低成本量化并预警这种风险？查阅文献后，我了解到斯坦福大学开源的 OpenCap 平台可通过两部手机视频完成人体运动学分析，结合 OpenGRF 与 OpenSim 可估算地面反作用力并计算跟腱受力，遂确立本课题。

二、指导老师与参赛学生的关系及指导情况

指导老师石佳凝老师（华东师范大学第二附属中学松江分校）与本人为师生关系，未在商业机构任职，本次指导无偿。石老师在本课题中的作用为：选题阶段参与讨论确定方向；建议采用概率表达个体风险；指导统计方法学习；审阅论文并提出修改意见。课题的视频采集、计算、编程、统计分析与论文初稿均由本人完成。

三、他人协助说明

研究初期本人曾尝试有标记动作捕捉方案，因设备调试困难而搁置。经文献了解到斯坦福大学的 Scott L. Delp 教授在人体运动分析领域十分权威，我写信请教并收到回信。回信内容为：我建议使用 OpenSim，我的团队在维护这个软件，并在该软件内置了 OpenSense 的功能。该回信对课题推进帮助很大，特此如实说明。除此之外，本研究的选题、实验设计、数据采集、计算分析与论文撰写均由本人完成，未接受任何机构或个人的代写、代做。

四、整体研究过程分工

本课题由本人卢邦梁独立参赛完成，各环节分工如下：

选题来源：本人提出，与指导老师讨论后确定；

数据获取：本人完成 8 名中学生志愿者招募、知情同意办理、视频采集与 OpenCap 数据上传整理；

分析数据及计算：本人完成 OpenGRF 地面反作用力估计、OpenSim 肌肉骨骼仿真与跟腱力计算及全部统计分析（Shapiro-Wilk 正态性检验、Levene 方差齐性检验、重复测量方差分析与 Bonferroni 事后多重比较）；

2026 Shanghai High School Science Award
仅用于2026年度科学奖公示

实验设计及实施：本人设计 4 类高风险动作（急停跳投、单脚起跳、欧洲步、变向跑）动作库与双机位采集流程，并组织实施；

撰写论文：本人撰写全部章节；指导老师审阅并提出修改意见；

软件与图表：DeepAchilles 风险预警软件界面由本人开发，全部图表由本人绘制。

五、遇到的困难与解决经过

1．视频数据质量问题：早期视频存在遮挡与同步误差，OpenCap 输出数据异常，通过规范机位（30°–45°夹角、3–5 米距离）与重新标定解决。

2．地面反作用力测量问题：学校没有测力台，改用 OpenGRF 由运动学数据反推地面反作用力，并以 Hamner & Delp 公开跑步数据与 Verheul 等（2024）跳跃验证研究佐证精度。

3．个体差异量化问题：单次力值无法回答“是否危险”。在指导老师建议下，将负荷与承载力作为随机变量建立概率模型，用断裂概率表达风险并分级预警。

4．统计方法问题：此前未系统学习方差分析，通过自学与请教老师掌握并完成全部统计分析。

六、AI 使用说明（如实披露）

本研究过程中使用 AI 工具辅助：开源平台 OpenCap 中的深度学习模型。使用环节及用途：篮球动作视频上传到 OpenCap 平台，通过深度学习模型的云端数据处理，生成个性化骨骼肌肉模型及其运动学数据，该数据下载到本地后进行生物力学仿真和跟腱断裂概率计算。使用时间及频率：2026 年 1 月– 3 月，主要是运动视频采集，累计约 12 小时。论文核心数据、公式推导与结论均由本人完成。

2026 S.T.Y.Cup High School Science Award
仅用于2026丘成桐中学科学奖论文公示