

## 摘要

### 研究目的：

探究主动缓冲落地动作和被动缓冲落地动作在相同情况下运动学和动力学特征的区别，分析比较不同方式的缓冲落地动作的缓冲效果和内在机理，为降低在落地时由于缓冲不当造成的下肢损伤发生概率相关研究提供参考。

### 研究方法：

选取 20 名吉林大学在校生（年龄： $23.1 \pm 0.8$  岁；身高  $176.4 \pm 5.5$  厘米；体重： $72.8 \pm 9.1$  千克）作为受试对象。使用主动缓冲落地和被动缓冲落地两种不同落地方式，分别从高度为 30cm，45cm 的自制翻板器上进行自由落地运动，采用三维动作捕捉系统（ViconT20, 50Hz）、测力台（ForcePlate-1.0, 100Hz）和表面肌电系统（DELSYS-EMGworks-4.3.1）同步采集缓冲落地的运动学数据、动力学数据和肌电数据，每个高度各采集 5 次有效数据，每位受试者共采集 20 次数据，主动组 10 次，被动组 10 次。

### 研究结果：

（1）生物力学测试中，在同一落地高度下主动缓冲组在落地阶段的缓冲时间、地面反作用力第一峰值、第一峰值与第二峰值间隔时间、膝关节力矩和角度、踝关节力矩、肌肉贡献率等指标优于被动缓冲组。

（2）主动组缓冲时间更长（ $p < 0.05$ ），主动组地面反作用力最大值显著小于被动组（ $p < 0.05$ ），主动组地面反作用力第一峰值与第二峰值间隔时间显著大于被动组（ $p < 0.05$ ）。同一高度下落中，被动组膝关节力矩峰值更大（ $p < 0.05$ ），最大角度更小，踝关节峰值力矩更小，髌关节峰值力矩无明显差异，但角度更小（ $p < 0.05$ ）。

（3）主动缓冲组的腓肠肌、胫骨前肌、股内侧肌等相关肌群的积分肌电均大于被动组，主动组中胫骨前肌的肌肉贡献率小于被动组，而主动组中股二头肌的贡献率大于被动组。

### 研究结论:

(1) 同一高度下落时, 主动缓冲组整体关节角度变化幅度更大, 更有利于延长缓冲过程, 降低冲击峰值。

(2) 同一高度下落时主动缓冲组的地面反作用力最大值小, 第二峰值也小, 缓冲时间更长, 第一峰值与第二峰值间隔时间长。因此主动组受到的 GRF 冲击更平缓, 时间也更长, 有利于减少损伤的产生, 但缓冲效率不如被动组高。

(3) 主动缓冲落地组比被动缓冲落地组膝关节产生的最大伸力矩、内旋力矩都小, 外展力矩无显著变化, 踝关节最大跖屈力矩小, 髋关节最大外旋力矩无显著变化, 总体下肢各个关节力矩峰值与下落高度有关, 下落高度越高, 力矩峰值越大, 但仍表明主动缓冲动作相比于被动缓冲可以降低外力对关节的最大负荷。

(4) 主动缓冲组的相关肌肉存在“预激活”, 且肌肉积分肌电大于被动缓冲, 说明主动组募集了更多肌肉纤维, 肌肉做功更多。肌肉贡献率差异不大, 只有胫骨前肌和股二头肌在主被动组有差异, 说明主动和被动模式对于肌肉个体做功影响较大, 但对于落地动作的整体贡献率影响较小。

### 关键词:

主动缓冲, 被动缓冲, 生物力学, 关节力矩

## **Abstract**

### **Research Purpose:**

To explore the difference in kinematic and kinetic characteristics between active and passive buffering landing movement under the same conditions , analyze and compare the buffering effect and the intrinsic mechanism of different ways of buffering landing action., and provide reference for related studies of reducing the probability of lower extremity injuries caused by improper buffering during ground movement.

### **Research Method:**

Twenty undergraduates from Jilin University were selected(age:  $23.1 \pm 0.8$  years old; Height  $176.4 \pm 5.5$  cm; Weight:  $72.8 \pm 9.1$  kg). Using active and passive buffering of two different landing , respectively from the height of 45 cm, 60 cm of homemade flap on the free fall to the ground movement.The 3 d motion capture system (ViconT20, 50 hz) and ForcePlate - 1.0, and the methods of Surface electromyography system(DELSYS - EMGworks - 4.3.1) were used to collect kinematic and kinetic and electromyographic data from buffering landings.5 valid data were collected for each height each, and 20 time of data were collected for each subject, 10 for the active group and 10 for the passive group.

### **Research Result:**

(1)In the biomechanical test, the active buffer landing group was better than the passive buffering landing group in the buffer time, the first peak of vertical ground reaction, the interval time between the first peak and the second peak, knee joint moment, angular velocity, ankle joint moment and other indexes at different heights.The buffer time of active group of was longer than the other group ( $p < 0.05$ ).

(2)The maximum peak ground reaction force in the active group was significantly smaller than that in the passive group ( $p < 0.05$ ). The interval between the first peak and the second peak of the ground reaction force in the active group

was significantly greater than that in the passive group ( $p < 0.05$ ). At the same height of descent, the peak knee moment was greater ( $p < 0.05$ ) and the maximum angle was smaller, the peak ankle moment was smaller, and the peak hip moment was not significantly different but the angle was smaller ( $p < 0.05$ ) in the passive group.

(3) The IEMG of related muscle groups such as gastrocnemius, tibialis anterior, and medial femoral muscles were greater in the active buffer group than in the passive group, and the muscle contribution of tibialis anterior in the active group was less than that of the passive group, while the contribution of biceps femoris in the active group was greater than that of the passive group.

#### Research Conclusion :

(1) At the same height, the overall joint angle change of the landing active buffering group is greater, which is more conducive to prolonging the cushioning process and reducing the peak impact.

(2) At the same height, The maximum peak of the ground reaction force of the active buffering group is small, the second peak is also small, and the buffer time is longer. and the interval between the first peak and the second peak value is longer. Therefore, the GRF shock of the active group was more gentle and lasted longer, which was conducive to reducing the generation of damage, but the buffer efficiency was not as high as that of the passive group.

(3) The maximum extension moment and internal rotation moment of the knee produced by the active buffering landing were smaller than those of the passive cushion landing, and there was no significant change in the abduction moment, the maximum top flexion moment of the ankle joint was small, and the maximum external rotation moment of the hip joint did not change significantly, indicating that the active buffering could reduce the maximum load of the joint on the external force, and the overall peak moment of each lower limb was related to the drop height, and the higher the drop height, the larger the peak moment.

(4) There was "pre-activation" in the muscles related to active buffering, and the IEMG of muscle was greater than that of the passive cushion, indicating that more

muscle fibers were recruited in the active group and more work was done by the muscles. There was no significant difference in the muscle contribution rate, only the tibialis anterior and biceps femoris muscles were different in the active and passive groups, indicating that the active and passive modes had a greater impact on the individual muscle work, but less on the overall contribution rate of the landing movement.

**Key words :**

Active buffering, Passive buffering ,Biomechanics, Joint torque

# 目录

|                             |     |
|-----------------------------|-----|
| 摘要.....                     | I   |
| Abstract.....               | III |
| 第 1 章 前言.....               | 1   |
| 1.1 选题依据.....               | 1   |
| 1.2 研究目的和内容.....            | 2   |
| 1.2.1 研究目的.....             | 2   |
| 1.2.2 研究内容.....             | 2   |
| 第 2 章 文献综述.....             | 4   |
| 2.1 概念界定.....               | 4   |
| 2.1.1 落地缓冲.....             | 4   |
| 2.1.2 本体感觉.....             | 4   |
| 2.1.3 主动缓冲落地.....           | 4   |
| 2.1.4 被动缓冲落地.....           | 5   |
| 2.2 缓冲动作和人体下肢损伤的关系研究现状..... | 5   |
| 2.3 落地缓冲动作的机制研究进展.....      | 6   |
| 2.3.1 不同运动装备方面的研究.....      | 6   |
| 2.3.2 不同的着地方式的研究.....       | 7   |
| 2.3.3 不同高度方面的研究.....        | 7   |

|       |                        |    |
|-------|------------------------|----|
| 2.3.4 | 不同受试者方面的研究.....        | 8  |
| 2.3.5 | 强弱侧区别方面研究.....         | 8  |
| 2.3.6 | 小结.....                | 9  |
| 第3章   | 研究对象和研究方法.....         | 10 |
| 3.1   | 研究对象.....              | 10 |
| 3.2   | 研究方法.....              | 10 |
| 3.2.1 | 文献资料法.....             | 10 |
| 3.2.2 | 专家访谈法.....             | 10 |
| 3.2.3 | 实验法.....               | 10 |
| 3.2.4 | 数据分析法.....             | 15 |
| 第4章   | 研究结果和分析.....           | 17 |
| 4.1   | 落地不同阶段运动学指标的获取和分析..... | 17 |
| 4.1.1 | 触地时刻运动学参数变化.....       | 18 |
| 4.1.2 | 反作用力峰值时刻运动学参数变化.....   | 19 |
| 4.1.3 | 膝关节屈曲最大时刻运动学参数变化.....  | 20 |
| 4.2   | 动力学指标的获取和分析.....       | 21 |
| 4.3   | 下肢肌肉表面肌电信号的获取和分析.....  | 24 |
| 第5章   | 讨论.....                | 28 |
| 5.1   | 主动缓冲与被动缓冲的动作结构差别.....  | 28 |

|                           |    |
|---------------------------|----|
| 5.2 主动缓冲与被动缓冲的损伤风险差别..... | 29 |
| 第6章 结论与建议.....            | 32 |
| 6.1 结论.....               | 32 |
| 6.2 建议.....               | 32 |
| 参考文献.....                 | 33 |
| 致谢.....                   | 37 |

## 第1章 前言

### 1.1 选题依据

在全国大力推进全民健身与全民健康深度融合的时代背景下,运动健身已走进千家万户<sup>[1]</sup>,成为越来越多人生活的一部分,各个年龄段的人群,都可以在公园或是体育场上看到他们参与体育锻炼的身影。大众的运动项目受到年龄、性别、场地、地域文化、自身爱好等多方因素的影响,所进行的运动类别大相径庭。走、跑、跳作为各项运动的基础动作,在日常的运动健身中最为普遍,正是如此在所有的运动损伤中,由于走、跑、跳等基础性动作不规范而造成的损伤占比最大,尤其是下肢运动损伤,如髋关节、膝关节、踝关节等。原因是此类动作中存在多种下肢受到地面强力冲击的落地动作,而运动人群中大部分人则不清楚在落地时需要减缓冲击或如何减缓冲击,易造成下肢损伤,因此在这类动作中做出正确减缓冲击的落地缓冲动作很有必要,但由于普通运动健身人群未经过系统体育训练,要掌握正确合理的落地缓冲动作难度较大,因此在让其拥有主动缓冲意识,要求在落地时要主动发力去做缓冲,不过于追求缓冲动作细节,关注是否下肢主动发力做缓冲(后称为主动缓冲),与不主动发力仅依靠本体感觉被动进行的缓冲动作(后称为被动缓冲)相比较,发现主动缓冲落地动作与被动缓冲落地的动作机制和缓冲效果的区别,探究主动缓冲是否比被动缓冲更能减少落地时下肢所受的冲击力,减低下肢损伤发生的概率,为预防运动损伤提供合理的参考和建议。学术价值:

落地缓冲动作能够减少地面冲击力,保护下肢各关节、肌肉及软组织,降低运动损伤的发生率,从80年代已被体育工作者广泛关注。目前国内外学者对落地缓冲动作主要从运动装备、着地方式、下落高度、受试者类别、强弱侧分析等角度进行研究,已取得一定成果并投入训练和教学应用。对于相同条件下,同一个人具备缓冲意识的主动缓冲落地动作与无缓冲意识仅依靠本体感觉的被动缓冲落地动作是否存在差异,前者在降低冲击,减少损伤的效果方面是否优于后者的研究还未发现,本文从运动生物力学角度出发,探讨有意识的主动缓冲落地动作与仅依靠本体感觉被动缓冲落地动作之间的生物力学特征的区别。

本研究以科学的实验获取相关的生物力学参数去解释主动缓冲落地与被动缓冲落地的动作机制和缓冲效果的区别,从下肢肌肉做功、关节的运动学、动力学特征、所受的力学冲击幅度,相关肌肉表面肌电变化情况来解释主动缓冲与被动缓冲模式的差别,进而探讨培养主动缓冲意识对于缓冲动作效果的影响,肯定培养主动缓冲意识在大众运动中的地位,为之后预防有关下肢损伤的相关研究提供参考价值。

应用价值:

通过对主动和被动缓冲落地动作特征的分析 and 探讨,掌握主动缓冲和被动缓冲的动作机制及参数区别,了解主动缓冲相比于被动缓冲对于减少下肢冲击,降低运动损伤的概率情况,来肯定主动缓冲在运动落地时保护作用,建议普通体育爱好者及运动员在日常生活运动中、体育竞赛中时培养主动缓冲意识,降低各种落地冲击所导致的损伤。相对于提高动作技术水平,更换运动装备和场地,控制落地高度等其他影响落地缓冲效果的因素,主动缓冲意识的培养只需要平时运动锻炼时多加注意,从心理上养成一个落地要主动发力进行缓冲的习惯,取代刚性落地,就能以较低的成本去获得相对较大的收益。培养缓冲意识,在运动落地时进行主动缓冲,是保护下肢预防损伤经济性和实用性比较高的方法。

## 1.2 研究目的和内容

### 1.2.1 研究目的

了解主动缓冲落地与被动缓冲落地的动作机制及生物力学特征参数,了解主动落地缓冲与被动落地缓冲对影响下肢损伤风险的差异,探究有意识的主动缓冲落地方式比仅依靠本体感觉的被动缓冲在相同条件下是否有显著缓冲效果,是否可以降低下肢在着地时的损伤风险。试从运动生物力学角度,通过测试主动缓冲和被动缓冲的着地阶段的运动学、动力学参数变化来解释有意识的主动缓冲落地模式对于减少下肢损伤的可行性,并据此推荐大众在进行跑、跳类运动时要培养主动缓冲意识,降低落地冲击带来的下肢损伤,将培养主动缓冲意识作为和运动前热身,运动后放松等运动必备技巧之一。

### 1.2.2 研究内容

通过表面肌电系统、三维影像分析系统、测力台等生物力学仪器,记录普通

运动人群在主动缓冲落地和被动缓冲落地着地阶段的下肢运动生物力学变化特征，了解在触地时刻、地面反作用力最大时刻（GRF 峰值时刻）、膝关节屈曲角最大时刻（下肢缓冲幅度最大时刻）等关键时间点的关节角度变化特征，关节力矩峰值的特征，地面反作用力的峰值变化特征以及下肢相关肌群的肌电信号变化特征，去比较主动和被动缓冲的动作结构差异和对下肢损伤风险的差异，进而提出建议。

## 第2章 文献综述

### 2.1 概念界定

#### 2.1.1 落地缓冲

在体育界的落地动作通常是指身体从一定的高处下落,从脚刚触地速度为最大时到身体完全静止速度为零时的运动轨迹,它不仅是一个基本的反射行为,还是时刻受大脑调控的精密整体<sup>[5]</sup>。人体在落地受到冲击后,由于外力的作用使得下肢肌肉群完成退让收缩的工作去抵消地面冲击力,这就是缓冲动作<sup>[5]</sup>。人体运动器官的形变也是缓冲动作的一部分,下落触地的过程中,由于动作技术的规范化,人体动量总和不变,而缓冲动作是为了追求更长的相互作用时间,延长地面反作用力对下肢的作用时间,从而降低作用力峰值,达到减缓冲击的作用<sup>[6]</sup>。落地缓冲动属于整体动作,是由人体的肌肉群,脊柱的生理弯曲、骨骺和骺软骨共同协调合作完成。落地缓冲作为体育运动的重要组成部分,在诸多体育运动中起着不可代替作用,合理高效的落地缓冲动作对保护下肢非常重要,另外,落地缓冲不仅应用在体育运动项目中,在人类的生产生活和日常劳动中也非常普遍。

#### 2.1.2 本体感觉

Charles Bell 最早提出了本体感觉的概念,他认为本体感觉是肌肉和大脑之间的一个闭合环路系统:从肌肉传输至大脑的输入通道和从大脑发送至肌肉的输出通道<sup>[17]</sup>。之后学者 Bastian 提出了“与运动有关的感觉”一词,它表示人体掌握自身肢体的位置和运动状态,并为完成动作提供指导的感觉<sup>[17]</sup>。目前,学者们一致认为本体感觉是指个体整合感受器的感觉信号,以确定身体各部分的空间和运动状态的能力,决定它敏锐程度有两个因素:身体条件和心理状况<sup>[17]</sup>。本体感觉在落地动作中起着十分重要的作用,人体本体感觉的敏锐程度往往决定了落地动作的质量,但同一个人在相同时刻本体感觉的敏锐度是不变的,此时仅依靠本体感觉的落地动作也无显著性差异。

#### 2.1.3 主动缓冲落地

主动缓冲落地是在落地之前对落地情况和时间有预判,根据自身实际落地情

况主动伸展下肢的肌群做退让收缩来减少冲击的缓冲动作,拥有主动缓冲的意识,在肢体接触地面前就能提前动员相关肌肉发力为着地做准备来减少冲击。与被动缓冲动作的区别在于动员肌肉的时间前后,主动缓冲在落地接触地面之前大脑皮层已经释放电信号来动员肌肉工作,使得相关肌群在无外力作用时就已经紧张(可通过肌肉的放电和动员时间来确认),在与地面反作用力第一次接触时就保持工作状态能对抗冲击力。

#### 2.1.4 被动缓冲落地

被动缓冲落地是由于身体本能(本体感觉)在落地时受到地面反作用力为了保护自身而进行的缓冲动作,自身并无主动缓冲意识,事先并无主动发力,对着地情况和时间无预期准备或准备不足。受试者由实验设备随机下落,无准备着地,大脑皮层无法提前发出电信号对肌肉进行控制,仅依靠本体感觉进行的被动缓冲落地动作。被动缓冲落地与主动缓冲相比动员相关肌肉在肢体触地后,触地时地面给下肢一定强度反作用力,此时人体由于本体感觉而动员肌肉工作来对抗地面反作用力的冲击(动员肌肉时间在触地后),进行的缓冲动作。

### 2.2 缓冲动作和人体下肢损伤的关系研究现状

落地缓冲动作与下肢损伤关系密切,一个运动项目中如果起跳和落地动作居多,如跳远、鞍马、足篮球等,那么就需要经常使用落地缓冲动作,那么其运动员下肢损伤的发生概率就增高。学者 Darin A. Padua 调查研究发现在美国职业运动员中,篮球、足球和橄榄球项目选手在发生运动损伤时,下肢环节损伤占全部运动损伤的比例为 60.6%、65.6%、50%,这比其他部位发生损伤的占比都要高<sup>[17]</sup>。在田径、篮球和排球等以跑跳为重点的运动中,选手平均每次接触地面时身体要受到 5 倍体重左右的反作用力,尤其是在篮球项目中最为常见,而三步上篮的蹬地和落地动作,其冲击力可达自身体重的九倍以上。落地时所承受的巨大冲击以及由此引发力的传递,是导致下肢运动损伤的主要原因,反复的过度负荷可能会引起急性损伤(如膝关节内紊乱、扭伤、骨折)或诸如应力性骨折/骨裂、髌骨磨损软化等过度使用性伤害<sup>[3]</sup>。因此,如何提高缓冲动作的缓冲效率是一个值得探讨的问题。为此,我国相关学者也做了一些研究,张阳研究认为,单侧踝关节损伤或不稳相对于健康侧在落地缓冲时具有显著不同,不稳一侧的各项生物力学

指标明显小于健康侧,且双脚着地安全性明显大于单脚着地。刘宇研究发现,随着垂直落地高度增高,受试者落地时下肢的髋关节力矩、踝关节力矩和膝关节的力矩的第一第二峰值大小均显著性增大<sup>[4]</sup>。赵权对缓冲动作分阶段研究后发现,不同缓冲阶段有各自的特征,他将其分为弹性、刚性和链型性缓冲模式,认为不同的准备姿势对缓冲效果影响很大<sup>[8]</sup>。

决定缓冲动作效果的因素主要有肌肉的力量,神经的控制,年龄,性别,技术动作差异,本体感觉水平,穿戴运动装备的影响(如是否带护膝和运动鞋的类型)等,而其中对身体条件,技术动作,本体感觉、运动装备等研究比较广泛,如傅伟杰、刘宇等认为强缓冲型运动鞋在主动落地时没有显著改变落地冲击力,但在被动落地时能够明显降低冲击力和其他相关数值。刘展研究认为,人脑没有区分动作是否正确合理的能力,人体一系列的肌肉活动是在神经系统的控制下进行的,但大脑有储存信息的能力。未经过专业系统训练的人群,在进行落地缓冲动作时往往上身习惯性保持较为硬直的状态,髋关节屈曲角和膝关节屈曲角较小,核心力量也不够强,身体重心在下落时容易失去平衡,为了抵消这种不平衡,通常人们倾向于用起跳腿优先着地的缓冲方式,这就使得单侧的起跳腿会承受格外的外力负荷,增加的对下肢关节的受力,增大损伤风险<sup>[17]</sup>。

## 2.3 落地缓冲动作的机制研究进展

落地缓冲动作是人体的本体感觉在下落时感受到的身体位置和速度突然发生改变,出于对自身的本能保护作用,而产生的一系列人体相应策略和方法,缓冲能力的强弱与本体感觉敏锐度密切相关,缓冲能力越强,下肢损伤风险就越低。目前,国内外研究者主要从以下几个方面来研究影响缓冲作用的机理。

### 2.3.1 不同运动装备方面的研究

落地动作是在身体下落触地过程中各动量之和由于接触地面受到反作用力而减小为零的过程,而缓冲则是为了在这个过程中尽量降低地面反作用力对下肢的冲击<sup>[2]</sup>。根据动量定理  $W=Ft$ ,在上个世纪末研究人员就提出通过改运动装备触地部分表面材料的性能来延长缓冲时间  $t$ ,其中包括运动鞋的中底材料和运动场地表面的复合材料,进而发展成为今天各式的减震缓冲类运动地面及运动鞋产品。但是也有研究表明,与在硬地面运动相比,在软地面运动并不能降低下肢损

伤的发生率,冲击负荷的高低与急性损伤的发生并无明显相关性,在对高负荷损伤发生率和低负荷作对比时并无显著性差异。在刘宇、傅伟杰等人研究中发现,只有人体被动僵直落地时,减震型的运动球鞋才能明显降低冲击力和负荷率,而在进行运动鞋和紧身设备对肌肉活动状态、冲击力变化和软组织变化情况的影响实验时,穿着具备减震效果的运动鞋无法显示出其缓冲效果,与普通鞋相比没有显著性差异<sup>[3]</sup>。

### 2.3.2 不同的着地方式的研究

人体落地过程中主要需要下肢的踝关节、膝关节和髌关节来传递和减弱地面反作用力的冲击,通过相关肌肉的延展拉伸,下肢关节的屈曲变化以及骨骼发生形变等一系列动作来完成缓冲动作,落地模式的差异和关节对于地面冲击负荷的分配直接决定了落地缓冲动作的缓冲质量<sup>[17]</sup>。Jing 研究发现神经系统可以通过调控肌肉将冲击负荷合理地分配的各关节,使得各关节的有效负荷量占有率维持在最优水准,而这个调控的效率可以通过训练来改善。Bobbert 研究发现,“僵直”型的落地与“轻柔型”落地方式的特征有明显差异,前者的 GRF 峰值显著大于后者,但缓冲角度的平均值要比后者小<sup>[17]</sup>。这意味着轻微着地时,主要的缓冲来自臀部和膝盖,而僵硬的着地则由脚踝来缓冲,这表明人体有能力通过改变着陆位置来缓冲地面冲击。有学者对全掌着地和脚尖着地落地方式缓冲机制进行比较,发现脚尖着地的运动结构和缓冲形式优于脚掌着地,缓冲效果优于脚掌着地的缓冲效果<sup>[17]</sup>。

### 2.3.3 不同高度方面的研究

落地高度对落地动作的结构和缓冲效果密切相关,魏书涛测试了从 30cm 到 65cm 八个不同高度的落地动作,分析了相应膝、踝、髌关节力学特征的变化,包括 GRF、膝关节和髌关节的三维力矩,发现随着落地高度的增加,下肢力学特征所展现的刚度相对减小。在另一个研究中研究人员比较了 40cm、60cm 与 80cm 三个不同高度的双足落地缓冲动作下肢刚度的差异,发现高度越高冲击负荷就越大,从而引发一系列的损伤产生,尤其是 ACL 的损伤,但随着下肢刚度的减弱可以在高度增加的同时减少相对冲击量,也就可以降低下肢损伤的发生率<sup>[17]</sup>。可以看到,落地动作中下肢的关节力矩、地面反作用力和冲击载荷都会随高度的增加

而增大<sup>[17]</sup>，因此，落地高度越高，受伤风险就越大已经基本达成共识，但在关于落地时下肢缓冲链系统如何分配冲击载荷还需要进一步探索研究<sup>[17]</sup>。

### 2.3.4 不同受试者方面的研究

受试者本身存在的差异性也是导致着陆损伤的一个因素，这里面就包括性别的差异，女性着地过程中的膝关节屈曲角度、外展角度和肌肉激活水平的特征参数与男性呈显著性差异，这也直接导致了女性 ACL 损伤机率占男性的 4-5 倍。由于女性倾向于以更直立的姿势着地，落地方式“僵硬”，相比与男性，女性着地时多用踝关节和膝关节做缓冲，吸收落地冲击力，而未发挥出髌关节在落地缓冲中的关键作用，再加上髌关节和膝关节屈曲不足导致缺乏缓冲，这使得踝关节和膝关节上外力负荷过大易发生损伤。男性相比与女性更倾向于使用髌和膝来进行缓冲。近年来，一些学者在此基础上进行了进一步的研究，认为男性和女性身体成分的差异也可能是导致 ACL 损伤的另一个因素。乌霍恰克等人经过研究认为，女性的体重指数如果高于标准平均值，那么相同运动强度下她十字韧带损伤的几率比体重指数在平均值以下的女性要高出 3.3 倍。

### 2.3.5 强弱侧区别方面研究

人体两侧的运动能力和动作模式通常来说不是均衡的，存在强弱侧的差别，对于落地缓冲动作也是如此。事实上，大多情况下人体在进行运动时下肢两侧生物力学特性存在差异，而在研究动作结构时不仅要从单侧去研究其运动学、动力学以及肌电参数，还要注意到两侧的差别，最好关注到优势侧与非优势侧的差异，从人体运动链角度出发去探究下肢活动强弱侧的差别对预防运动损伤很有意义。据国内研究人员魏长林介绍，在跳伞运动员遭受的着陆伤中，踝关节损伤占很大比例，其中左侧发生率为 21.1%，右侧为 78.1%，两侧呈显著性差异。以刘宇和张英媛的研究结果来看，在连续落地起跳中，踝关节的非优势侧在矢状面和冠状面上的角度变化速度、GRF 均小于 ( $p < 0.05$ ) 优势侧，所以优势侧下肢在落地缓冲中损伤风险系数更高<sup>[17]</sup>。而在另一项研究中发现普通健康人群通常倾向使用左腿进行辅助类活动，而用右腿进行一些能动性活动。在医学领域临床实践中，患者步态的不对称往往伴有许多代偿副作用，而这些副作用则与一些实际中的运动损伤发生有密切联系。

### 2.3.6 小结

目前对于落地缓冲动作的机制研究已经比较全面,但大多数集中在一些外在条件的研究,如高度、性别、运动材料、强弱侧等,对于神经调控这方面相关研究还较少。原因是对于神经调控不同的界定还比较模糊,测试条件要求也比较苛刻,测试者本人主观影响因素比较大,而本文试从之前研究的基础上,从神经调控方面出发,以是否有意识主动发力进行缓冲还是被动依靠本体感觉进行缓冲为关键因素,先通过界定主动缓冲与被动缓冲的区别,再根据区别科学分组进行实验,选取特定的参数数据。本研究尝试从生物力学角度去探讨有意识主动缓冲落地动作(以下称为主动缓冲)和依靠本体感觉进行的被动缓冲落地动作(以下称为被动缓冲)之间的差别,通过运动人群在主动缓冲落地和被动缓冲落地各阶段的下肢运动生物力学变化特征,去了解主动与被动缓冲的动作机制及特征参数,来说明主动缓冲动作在人体在落地运动中对下肢所起的保护作用,进而在大众体育或是竞技体育领域中加大对主动缓冲意识的培养,来防范下肢运动损伤。

## 第3章 研究对象和研究方法

### 3.1 研究对象

主动缓冲落地与被动缓冲落地动作各阶段的生物力学特征数据,包括表面肌电信号数据,三维运动捕捉系统影像数据,测力台数据等。实验对象是20名吉林大学在校生,随机选取在校大学生20名,专业不限,是否体育专业均可,但需要有一项或多项的经常参与的有跑跳类动作的运动项目,身体健康条件良好,3个月内下肢无损伤,在告知实验意图后同意作为本实验受试者。

表 3.1 实验者基本情况统计 (N=20)

| 人数 | 年龄<br>(yr) | 身高<br>(cm) | 体重<br>(kg) | BMI      | 训练年限<br>(yr) |
|----|------------|------------|------------|----------|--------------|
| 20 | 23.1±0.8   | 176.4±5.5  | 72.8±9.1   | 23.1±1.6 | <1.5         |

### 3.2 研究方法

#### 3.2.1 文献资料法

根据研究需要,查阅了大量的生物力学理论教材以及相关书籍材料,通过吉林大学图书馆网站中的各项电子数据库,包括CNKI、万方、AMA等平台查阅近5年来国内国外相关文献60余篇,基本上掌握了落地缓冲动作的特点和机制,将文献和资料进行整理和总结。

#### 3.2.2 专家访谈法

通过与吉林大学、东北师范大学、吉林体育学院若干名运动人体科学专业教师请教和咨询,听取其意见对研究对象、实验方案、数据采集进行了梳理和筛选,以保证本研究的意义和可行性。

#### 3.2.3 实验法

##### 1. 实验仪器

本研究采用来自吉林大学体育学院运动人体科学实验室的实验器材。使用Quintic三维运动影像捕捉系统对不同缓冲模式落地动作的运动学参数进行采集。该系统带有两个红外摄像头,能够与其他设备连接实现同步采集人

体的运动学三维参数。

本研究动力学参数采集采用 ForcePlate-1.0 型三维测力台，测力台尺寸为  $700 \times 600 \times 120 \text{ mm}$ ，配合测力台自带软件 ForcePlate-1.0 可以实现测量地面反作用力、下肢三维力矩、扭矩和落地冲量随时间变化的参数数值。

自制翻板器：自主设计并交于当地器材加工厂加工制作的翻板器：长 $\times$ 宽 $\times$ 高： $60 \times 80 \times 70 \text{ cm}$ ，可调节的高度为  $30 \sim 50 \text{ cm}$ ，可通过人工操作插销使翻板突然下翻。

计时器：普通电子计时显示器，用于控制翻板器下落时间。

表面肌电系统：DELSYS 型表面肌电测试仪。

## 2. 实验设计

本实验所进行的主动和被动分组参考刘宇在《运动鞋对人体落地冲击和下肢软组织振动的影响》一文中的分组模型并稍加调整以符合本研究的目标和内容，其调整部分已与导师沟通协调并给予允许。在查阅多篇文献资料，综合比较分析后认为在大众运动人群在运动中  $30 \text{ cm}$  和  $45 \text{ cm}$  高度的落地缓冲动作是使用频率最高，应用范围较广，最贴近真实运动场景的高度范围，因此选用这两个高度进行比较研究。

(1) 主动缓冲组（具有主动缓冲意识）：要求受试者提前有心理准备，落地时有主动缓冲意识，立于翻板器上，由显示器显示下落时间或专业人士口念翻板时间，保持良好的视觉和听觉感官，给予在落地缓冲阶段进行主动发力进行缓冲动作，落于测力台上，下面有测力台系统，落地后主动发力进行缓冲动作。收集从脚离开翻板器到落于测力台静止时的三维运动捕捉系统数据，肌电数据及测力台数据。

(2) 被动缓冲组（依靠本体感觉缓冲）：将受试者耳朵戴上耳塞，将听觉屏蔽，然后要求受试者做自由落地运动，需要身体的本体感觉去被动做缓冲，立于翻板器上，由相关人员随机进行翻板使测试者下落，旁边放软垫做好保护工作，收集从脚离开台阶到落于测力台静止时的三维运动捕捉系统数据，肌电数据及测力台数据。

仪器布置：

quntic 三维运动捕捉系统的两台 vicon 红外高速摄像头设置采样频率为  $50 \text{ Hz}$ ，光轴角设置为  $90^\circ$ ，一前一右进行摆放，高度以当时具体高度为准，

距离摄像机距离 4.1m，右侧摄像机距离 3.7m，使用系统自带标志杆进行坐标系标定。取 16 个红外反光球作为标志点进行追踪，定义大腿、小腿坐标系环节（均为双侧），具体粘贴位置见表 2。一块 ForcePlate-1.0 型测力台平铺于自制翻板器下方，翻板器可调节高度为 30cm—50cm。表面肌电装置使用表面机电仪自带的无线传感器进行粘贴，粘贴前对需要粘贴的部位进行去毛处理，无需电极片，粘贴位置见表 3.2。



图 3.1 仪器摆放图

表 3.2 反光标志点序号和粘贴位置

| 序号 | 名称    | 粘贴位置         |
|----|-------|--------------|
| 1  | 左髌前上棘 | 左髌前上棘        |
| 2  | 左髌后上棘 | 左髌后上棘        |
| 3  | 左大腿   | 位于大腿下侧 1/3 处 |
| 4  | 左膝    | 左膝外侧踝        |
| 5  | 左胫骨   | 胫骨下 1/3 处    |
| 6  | 左踝    | 腓骨外踝         |
| 7  | 左脚趾   | 第二跖骨         |
| 8  | 左脚后跟  | 跟骨与前趾标记同一高度  |
| 9  | 右髌前上棘 | 右髌前上棘        |
| 10 | 右髌后上棘 | 右髌后上棘        |
| 11 | 右大腿   | 位于大腿下侧 1/3 处 |
| 12 | 右膝    | 右膝外上踝        |
| 13 | 右胫骨   | 胫骨下 1/3 处    |
| 14 | 右踝    | 腓骨外踝         |
| 15 | 右脚趾   | 第二跖骨         |
| 16 | 右脚后跟  | 跟骨与前趾标记同一高度  |

表 3.3 表面肌电传感器位置和序号

| 序号 | 肌肉名称   |
|----|--------|
| 1  | 左腓肠肌内侧 |
| 2  | 左腓肠肌外侧 |
| 3  | 左胫骨前肌  |
| 4  | 左股内侧肌  |
| 5  | 左股直肌   |
| 6  | 左股外侧肌  |
| 7  | 左股二头肌  |
| 8  | 右腓肠肌内侧 |
| 9  | 右腓肠肌外侧 |
| 10 | 右胫骨前肌  |
| 11 | 右股内侧肌  |
| 12 | 右股直肌   |
| 13 | 右股外侧肌  |
| 14 | 右股二头肌  |



图 3.2 贴点正面图



图 3.3 贴点侧面图

### 3. 实验流程

- (1) 采集受试者基本信息：姓名、年龄、身高、体重、BMI、运动年限等。
- (2) 做热身活动：测试前，需要进行相应热身活动，以规定负荷完成跑步或骑功率自行车，之后进行足、膝和髋部的关节和关节肌肉的拉伸练习，防止在测试中发生意外损伤。
- (3) 实验准备：讲解实验中注意事项及动作测试要求，穿戴三维运动捕捉系统，粘贴表面肌电传感器。
- (4) 被动组测试：受试者双脚平行站立，上身自然挺直，站在翻板上，戴

耳塞隔断实验对象的听觉输入，不给与受试者预备提醒，通过随机控制翻板突然下翻，使受试者在基本无预知的情况下完成被动着地。下落高度分别为 30cm 和 45cm 两组，每组预计各测试 5 次数据并记录，安排测试人员在旁保护被动落地时受试者的安全。

(5) 主动组测试：受试者双脚平行站立，上身自然挺直，站在翻板上，保持视觉、听觉无障碍，给与受试者预备提醒，使受试者充分准备后控制翻板下翻，要求受试者落地阶段做主动缓冲动作。下落高度分别为 30cm 和 45cm 两组，每组预计各测试 5 次数据并记录，安排测试人员在旁保护被动落地时受试者的安全。

(6) 采集完数据并将其进行初步整理，之后将实验器材脱下并回归原位。

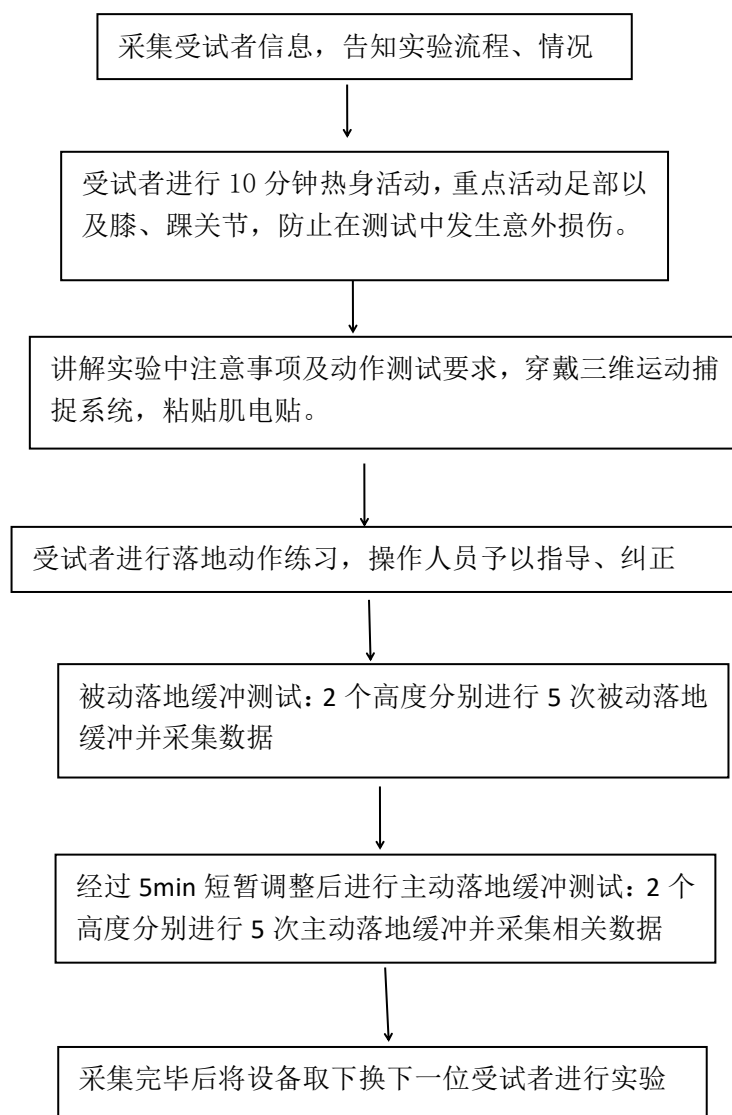


图 3.4 实验流程图

### 3.2.4 数据分析法

本研究结果采用SPSS 12.0 软件进行统计学处理, 所得数据用平均数±标准差的方式表示, 采用方差分析 (ANOVA) 法对组间组内值进行统计学分析, 显著性意义为 $p<0.05$ 。采用方差分析方法确定主动组和被动组这两个自变量对落地动作的生物力学指标的影响, 使用独立样本T检验对主动和被动缓冲组之间的差异进行检验, 其因变量包括受试者双脚接触地面后第一次地面反作用力峰值时刻的上下方向的最大值、地面垂直反作用最大值的膝关节的角度、三维力矩等。整个统计分析中将 $p<0.05$ 作为有显著性差异的标准。\*表示相同高度下主动组和被动组比较,  $p<0.05$ ; a表示在相同缓冲模式下 (同是主动组或同是被动组), 高度不同落地比较,  $p<0.05$ 。

本研究运动学参数为:

- 1) 髋屈角
- 2) 髋外展角
- 3) 膝屈角
- 4) 膝内收角
- 5) 膝外旋角
- 6) 踝跖屈角
- 7) 踝外翻角

本研究的动力学参数为:

- 1) 地面反作用力 (GRF) 第一峰值、第二峰值
- 2) 地面反作用力 (GRF) 第一第二峰值间隔时间
- 3) 缓冲时间: 指足刚接触测力台表面时刻到测力台上压力无明显变化时的时间。
- 4) 膝关节最大伸力矩
- 5) 膝关节最大外展力矩
- 6) 膝关节最大内旋力矩
- 7) 踝关节最大跖屈力矩
- 8) 髋关节最大外旋力矩

以上内容仅为本文档的试下载部分，为可阅读页数的一半内容。如要下载或阅读全文，请访问：<https://d.book118.com/288022034015006114>