

Biomechanical Analysis of Knee Joint during the Process of Jumping and Landing

Yadong Chen, Zhengyang Liu, Jiarui Zhu, Sichun Wang, Xinheng Huang, Chen Wang, Tianxing Gong*

College of Medicine and Biological Information Engineering, Northeastern University, Shenyang Liaoning
Email: gongtx@bmie.neu.edu.cn

Received: Feb. 6th, 2020; accepted: Feb. 21st, 2020; published: Feb. 28th, 2020

Abstract

The biomechanics of human knee joint during a cyclic process of jumping and landing were analyzed with unmarked motion capture system and AnyBody Modeling System™ dual camera system was used to capture motions during the process and results were further analyzed on AnyBody Modeling System™. The AnyBody software builds a model of a human lower limb musculoskeletal skeleton and it was used for simulation analysis to obtain the difference of knee biomechanics parameters under different maximum knee flexion angles during jumping and landing, and explore the relationship between them and ligament load. The simulation results showed that larger maximum knee flexion angle after landing resulted in smaller ACL load ($p < 0.05$), and there were significant differences in the contractile force of quadriceps femoris ($p < 0.05$), tendon muscle contractile force ($p < 0.05$) and the shear force before and after knee joint ($p < 0.001$) under the two experimental conditions. In the process of landing, landing at a larger knee flexion angle is conducive to reducing the impact force on the lower limbs and knees and reducing the knee joint load. Meanwhile, the antagonistic effect of quadriceps femoris contraction force and tendon muscle is also conducive to reducing the strain and load of the anterior cruciate ligament. Therefore, a large knee flexion Angle may be the right technique to avoid ACL injury during jump landing.

Keywords

Drop Landing, ACL Injury, Biomechanics, Inverse Dynamic Analysis

跳跃着陆过程中膝关节力学性能的仿真分析

陈亚东, 刘正阳, 朱佳瑞, 王偲纯, 黄信恒, 王晨, 巩天星*

东北大学医学与生物信息工程学院, 辽宁 沈阳
Email: gongtx@bmie.neu.edu.cn

收稿日期: 2020年2月6日; 录用日期: 2020年2月21日; 发布日期: 2020年2月28日

*通讯作者。

摘要

利用双Kinect无标记运动捕捉系统和AnyBody Modeling System™生物力学仿真软件相结合,分析跳跃着陆过程中不同膝关节屈曲角度的情况下人体膝关节的相关力学性能。双Kinect采集不同组测试者跳跃着陆的运动数据,AnyBody软件建立人体下肢肌肉骨骼模型,通过仿真分析得到跳跃着陆过程中不同的膝关节最大屈曲角度下膝关节生物力学参数的差异,并探究它们与韧带负荷的作用关系。仿真结果表明:着陆后达到的膝关节屈曲角度较大时前交叉韧带的拉力显著小于小屈曲角度的情况($p < 0.05$),股四头肌收缩力($p < 0.05$)、腓肌收缩力($p < 0.05$)和膝关节前后剪切力($p < 0.001$)在着陆时膝关节不同屈曲角度下的差异存在显著性。在着陆过程中,采用较大的膝关节屈曲角度着陆,有利于减小地面对下肢、膝关节的冲击力,减小膝关节负荷,同时,更小的股四头肌收缩力和腓肌的拮抗作用,也有利于减小前交叉韧带的应变和负荷。因此,在跳跃着陆过程中,采取较大的膝关节屈曲角度可能是有利于避免前交叉韧带损伤的正确技巧。

关键词

跳跃着陆, 前交叉韧带损伤, 生物力学, 逆向动力学分析

Copyright © 2020 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

膝关节的损伤是最常见的运动损伤类型[1] [2], 而前交叉韧带(Anterior Cruciate Ligament, ACL)则是最常发生损伤的膝关节韧带[3]。在这些损伤中, 80%属于非接触损伤[4]。不恰当的跳跃着陆方式是导致非接触 ACL 损伤的最主要原因之一[5], 而其典型特征包括过小的膝关节屈曲角度, 髌关节屈曲角度, 躯干屈曲角度, 过大的膝关节过度外展角和力矩以及垂直地面反作用力[6] [7]。

尽管手术技术和康复项目在过去 20 年里有了显著的改善, 但是长期的跟踪调查结果显示, 受到过 ACL 损伤的患者, 无论是否接受过手术, 都会呈现出膝关节炎和膝关节退行性病变[8] [9]。为了使人们能够安全地参加和享受体育锻炼对健康的好处, 预防 ACL 损伤可能是最有效的干预措施[10]。

借助垂直跳跃下落实验可以预测膝盖受伤的风险[11]。此方法是一种标准化的测试, 测试者从箱子跳下, 同时采集运动参数, 并根据这些参数计算出膝关节的负荷。目前, 该实验已经成为前交叉韧带损伤风险评估的筛查方法之一[12]。

在过去的二十年间, 有大量研究试图确定在生物力学和神经肌肉两个方面风险因素, 作为发展预防训练的出发点[3] [13]-[18]。这些研究共同表明, 膝关节运动与其他下肢关节运动相关, 膝关节负荷不仅受到自身运动的影响, 还受到运动链中其他关节和节段的影响, 尤其是髌关节和躯干的运动。后地面反作用力是影响 ACL 载荷的重要因素, 髌关节和躯干运动对它影响显著[19]。

考虑到非接触性 ACL 损伤的性别差异, 有研究试图通过比较男性和女性运动员的运动模式来确定容易诱发非接触性 ACL 损伤的危险因素[13], 为了了解性别差异和 ACL 的损伤机制是如何关联的, 有研究者记录了一系列特殊的运动过程中女性受试者个体间的差异, 并进行了长时间的跟踪调查, 通过比较受伤对象和未受伤对象在其中的动作差异, 确定了可能导致 ACL 损伤的因素。

后来的一项研究建立了一种随机的生物力学模型[19], 这个模型模型模拟了停跳(stop-jump)任务中前交叉韧带负荷峰值时的运动特征, 并准确预测了前交叉韧带负荷峰值时膝关节屈曲角的男女损伤率比和变化。Julia Kar 等人提出了一种基于计算机仿真的方法[20], 这种方法通过逆向动力学的方法, 由运动过程反推受力情况。他们建立了骨肌模型并模拟女性运动员的停跳运动, 探讨了膝关节运动学与动力学, 肌肉兴奋与激活, ACL 张力与内力及对称性问题, 用于探究 ACL 负荷与这些因素之间的关联机制。

这种基于计算机仿真的方法提供了一种前交叉韧带损伤相关变量的数值估计的新思路, 即通过采集运动数据, 输入计算机进行逆向动力学仿真分析, 最终得到受力分析结果。然而, 目前最常见的一种运动采集方法是基于多摄像头, 受试者穿戴标志物的光学式运动采集。虽然目前对于运动数据的精度没有一个严格的定义, 但是这种方法是目前公认的金标准。然而, 这种运动采集的方法对操作者有着较高的技术要求, 因为对于每一位不同的受试者, 标志物的安装位置都是不同的, 而标志物的摆放位置会直接影响所采集数据的准确性。同时, 由于这种采集方法要求同时使用大量摄像头, 就限制了其应用场景的范围和灵活性; 此外, 这种方法要求受试者在运动全程佩戴大量的标志物, 这无疑会对其运动过程产生明显的干扰。

本研究提出一种基于双 Kinect 采集运动数据并通过 AnyBody Modeling System™ (以下简称 AnyBody) 软件进行逆向动力学仿真的生物力学分析方法, 运动捕捉过程无需标志物, 具有成本低、耗时短的优势。通过对着陆时不同屈曲角度结果的分析, 可以便捷有效地分析出跳跃着陆过程中膝关节的生物力学情况, 对预防膝关节以及 ACL 的损伤具有很高的指导意义。

2. 实验材料和实验方法

本文所设计实验流程如图 1 所示。实验采用了基于双 Kinect v2 的无标记物运动捕捉系统, 用于采集受试者运动过程。使用 AnyBody 软件进行仿真分析。Kinect v2 是一款由 Microsoft 公司开发的一款同时集成了彩色和深度摄像头的体感设备, AnyBody 是丹麦奥尔堡大学(Aalborg university)开发的一款用于运动过程生物力学分析的人体建模仿真软件。

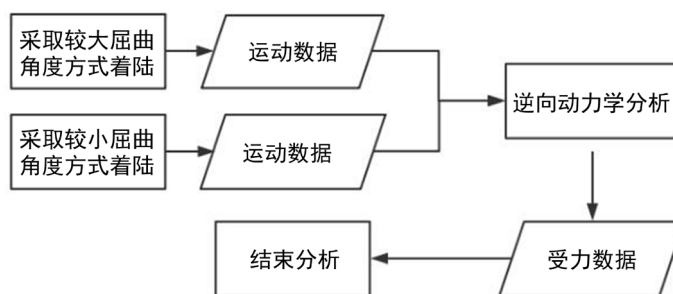


Figure 1. Flow chart of knee load analysis during knee drop landing
图 1. 膝关节跳跃着陆过程膝关节负荷分析流程图

测试者为 5 名健康成年男性, 年龄(21 ± 1)岁, 身高(174 ± 9) cm, 体重(52.5 ± 11.5) kg, 均无下肢骨骼肌肉方面疾病, 且未曾接受膝关节外科手术。所有测试者均为自愿加入实验并签署了知情同意书。在实验开始前, 测试者均接受了详细的动作指导, 并进行充分热身。实验根据着陆后膝关节屈曲所达到的最大角度的不同, 分为(1)较大最大屈曲角度组和(2)较小最大屈曲角度组两组。每组实验均采集实验数据 20 人次, 最终分别选取不同组别下 5 组有效数据用于结果分析。

测试者站在高度为 45 cm 的平台上, 平举双臂, 并且在整个跳跃至着陆过程中始终保持双臂的平举

姿势，身体正直，面向前方，自高台跳落，落点控制在高台前方地面标记位置 5 cm 范围内，保证着陆时身体重心维持稳定。小屈曲角度的实验中，双脚与地面接触后主动限制膝关节屈曲角度在 80 度至 100 度之间，如图 2(a)所示。大屈曲角度实验中，双脚着地后不主动控制膝关节弯曲，放松状态下屈膝至最大屈曲角度约 160 度，如图 2(b)所示。

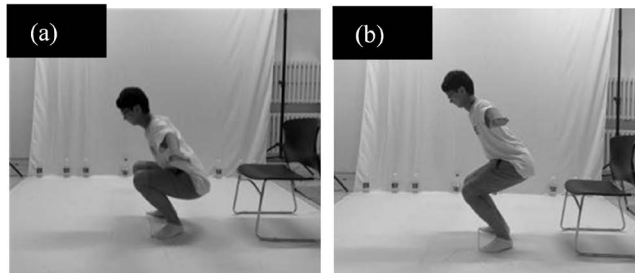


Figure 2. Landing at different buckling angles
图 2. 不同屈曲角度的着陆动作

建立 AnyBody 下肢模型，将采集到的运动数据导入 AnyBody 软件，并对肌肉骨骼模型进行个性化处理，肌肉部分采用 AnyBody 中的三元素肌肉模型[21] [22] [23] (AnyMuscleModel3E)，其原理图如图 3 所示。这是一个完整的希尔模型，考虑了肌肉的平行被动弹性、肌腱的连续弹性、纤维的夹角以及许多其他特性。CE 代表肌肉纤维的活性，T 为串联弹性元，代表肌腱的弹性，PE 为并联的弹性元，代表肌肉纤维的被动刚性[24]。

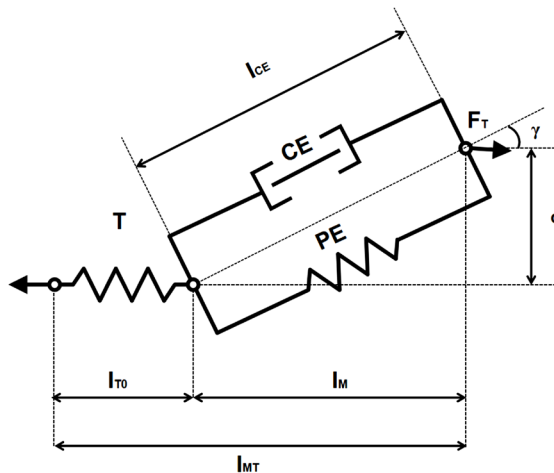


Figure 3. Schematic diagram of muscle model
图 3. 肌肉模型原理示意图

为了在韧带松弛区产生非线性的弹性特性[25]，AnyBody 模型中的韧带受力与型变的关系由以下公式定义：

$$f(\varepsilon) = \begin{cases} \frac{k\varepsilon^2}{4\varepsilon_1}, & 0 \leq \varepsilon \leq 2\varepsilon_1 \\ k(\varepsilon - \varepsilon_1), & \varepsilon > 2\varepsilon_1 \\ 0, & \varepsilon < 0 \end{cases}$$

式中， f 表示韧带上的张力， ε 代表韧带应变， $\varepsilon_1 = 0.03$ 为参考应变， k 是刚度系数。刚度值和参考应变值

均采用文献中的数值[26] [27],其中 ACL 的刚度系数为 10,000。包裹骨骼表面,以防韧带进入骨骼内部[28]。

驱动人体模型进行逆向动力学分析,得到运动过程中膝关节各个部分的生物力学参数。使用 SPSS 22.0 软件对着陆时不同最大屈曲角度引起的差异进行方差分析并对各参数进行相关性分析。所有的数据结果都以均值±方差的方式表示,前交叉韧带拉力的值为前内侧束与后外侧束之和。

3. 实验结果及分析

AnyBody 软件提供了一种预测地面反作用力的算法,使得模型在没有实际地面反作用力数据的情况下,根据运动过程预测所产生的地面反作用力。有研究表明,使用预测结果作为输入,所得到的分析结果,其水平地面反作用力,关节屈曲力矩和关节反作用力的准确度足以代替传统受力板采集的数据[29]。

3.1. 垂直地面反作用力

由图 4 可知,采用不同的屈曲角度着陆时,垂直地面反作用力峰值出现的时刻大致相同,而小屈曲角度组中,垂直地面反作用力在峰值出现前后的变化更加剧烈,且在着陆后前期的垂直地面反作用力值始终较组一偏高。根据方差分析结果,不同屈曲角度下垂直地面反作用力峰值的差异无统计学意义($p > 0.05$)。通过相关性分析,得到其与股直肌收缩力呈相关性系数 0.992 的正相关性。

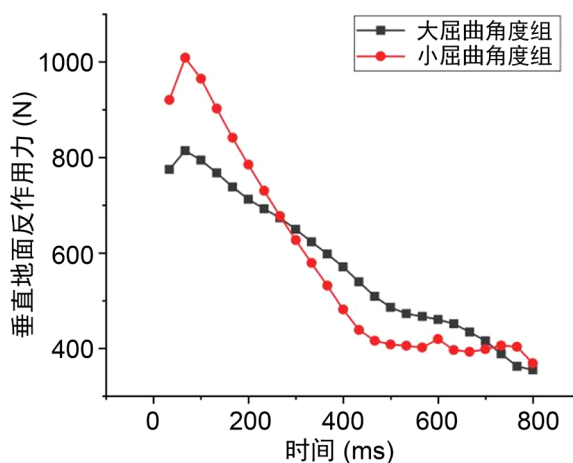


Figure 4. Vertical ground reaction force changes with time
图 4. 垂直地面反作用力随时间的变化

3.2. 股直肌收缩力

由图 5 可知,在以小屈曲角度着陆时,股直肌在着陆初期的收缩力较大屈曲角度着陆时更大,且变化更剧烈,且在接触地面后,股直肌立即收缩并迅速达到较大的峰值,之后收缩力的值迅速减小。大屈曲角度组股直肌出现收缩后,收缩力值没有出现剧烈的增大,股直肌收缩力变化趋势较缓,其峰值较小屈曲角度组相对较小。不同屈曲角度下,股直肌收缩力峰值存在统计学差异($p < 0.05$)。

3.3. 腓肌收缩力

由图 6 可知,在着陆初期,腓肌的收缩力没有明显变化,证明腓肌肌群没有或只发生微弱的收缩,这一阶段股四头肌的作用占据主导地位。当屈曲角度达到最大值,膝关节开始伸展,此时腓肌肌群开始收缩,当膝关节逐渐由屈曲变为伸展状态,腓肌的收缩力也逐渐达到最大值。不同屈曲角度下,腓肌肌

群收缩力峰值存在统计学差异($p < 0.05$)。经相关性分析, 其与垂直地面反作用力呈相关性系数 0.865 的负相关性, 与股直肌收缩力呈相关性系数 0.886 的负相关性。

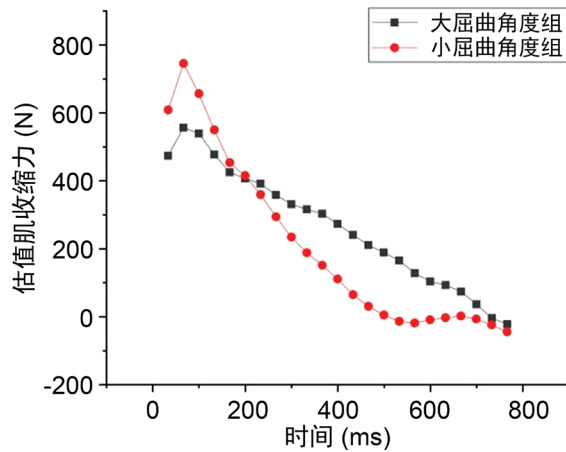


Figure 5. The contractile force of the rectus femoris varies with time
图 5. 股直肌收缩力随时间的变化

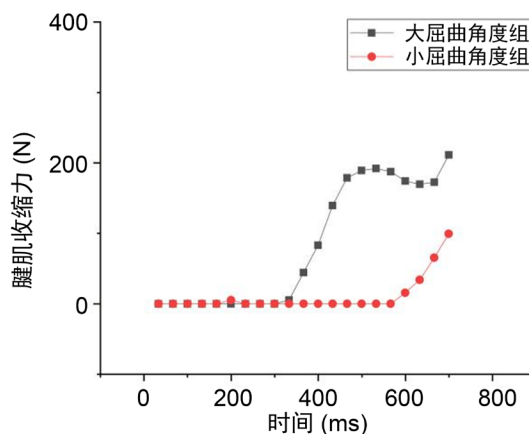


Figure 6. The contractile force of tendon muscles varies with time
图 6. 腱肌肌群收缩力随时间的变化

3.4. 膝关节前后剪切力

由图 7 可知, 在着陆刻, 膝关节所受前后剪切力最大, 且着陆后膝关节屈曲角度较小时, 受到的膝关节前后剪切力远大于大屈曲角度较大的情况, 小屈曲角度组的剪切力峰值几乎是打屈曲角度组的两倍。不同屈曲角度下, 膝关节前后剪切力峰值存在显著的统计学差异($p < 0.001$)。着陆后膝关节的前后剪切力迅速变小, 由于大屈曲角度组的膝关节屈曲程度大, 胫骨前移的趋势更剧烈, 因此在着陆后的过程中, 其膝关节前后剪切力逐渐高于小屈曲角度组。

3.5. 膝关节屈曲力矩

由图 8 可知, 打屈曲角度组中由于达到最大膝关节屈曲所需的时间更长, 膝关节屈曲力矩峰值出现的时间也更晚。与小屈曲角度组相比, 在着陆后的整个过程中, 大屈曲角度组的膝关节屈曲力矩均较大。不同屈曲角度下, 膝关节屈曲力矩峰值存在统计学差异($p < 0.05$)。

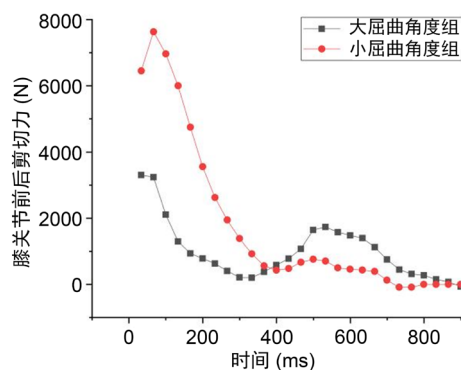


Figure 7. The change of shear force with time before and after knee joint
图 7. 膝关节前后剪切力随时间的变化

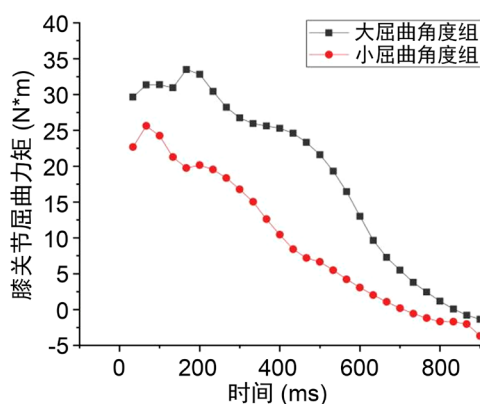


Figure 8. Change of knee flexion moment with time
图 8. 膝关节屈曲力矩随时间的变化

3.6. 前交叉韧带拉力

由图 9 可知, 两组前交叉韧带拉力峰值出现的时间大致相同, 而小屈曲角度组的峰值较大屈曲角度组更大, 由表 1 可知, 小屈曲角度韧带拉力峰值约为大屈曲角度峰值的 2 倍。不同屈曲角度下, 前交叉韧带拉力峰值存在统计学差异($p < 0.05$)。在整个着陆的过程中, 小屈曲角度组 ACL 拉力均明显高于大屈曲角度组。经相关性分析, 得到其与垂直地面反作用力呈相关性系数 0.798 的正相关性, 与股直肌收缩力呈 0.783 的正相关性。

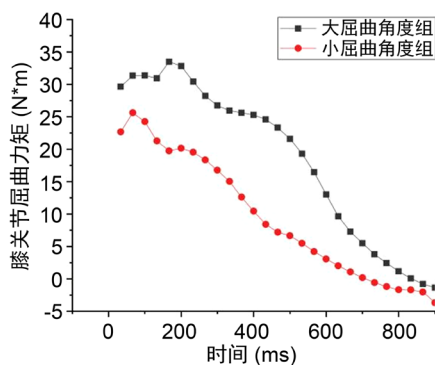


Figure 9. Change of ACL tension with time
图 9. 前交叉韧带拉力随时间的变化

Table 1. The peak values of various properties of the knee under different degrees of flexion
表 1. 不同屈曲程度下膝关节各项属性峰值

组别(N)	大屈曲角度	小屈曲角度	统计值
股直肌收缩力	654.79 ± 115.07	892.57 ± 73.77	$F = 18.085, p < 0.05$
腓肌收缩力	168.83 ± 88.71	112.02 ± 104.46	$F = 19.645, p < 0.05$
膝关节前后剪切力	9044.25 ± 2043.66	4320.08 ± 605.72	$F = 49.473, p < 0.001$
前交叉韧带拉力	438.39 ± 92.63	860.34 ± 232.60	$F = 23.304, p < 0.05$

4. 讨论

从力学角度讲, ACL 损伤是由于其受到了超过极限负荷能力的拉力。根据 Berns, Hul 的研究小组和 Markolf 等人的体外研究发现[30] [31], 胫骨近端施加的前剪切力是前交叉韧带加载的主要因素, 而在胫骨近端施加前剪切力时, 膝关节外翻、内翻和内力矩对前交叉韧带加载也有显著影响。一系列结果表明, 在非接触 ACL 损伤中, 股四头肌力可能是导致 ACL 负荷的主要因素[3], 尤其是当膝关节屈曲角度较小时, 股四头肌更有可能造成更大的剪切力。本实验结果发现, 股直肌是膝关节伸肌群股四头肌中的一条主要肌肉, 在着陆后, 人体重心会继续下降, 此时膝关节做屈曲运动, 股四头肌收缩牵拉髌韧带, 通过髌骨的杠杆作用, 使膝关节屈曲减缓。在股四头肌收缩时, 会使髌韧带紧张产生指向前上方的拉力, 由于髌韧带连接在胫骨前侧结节处, 髌韧带的拉力会在髌骨上端产生一个前向的剪切力, 使胫骨产生前移的运动趋势。以较小的屈曲角度着陆时, 股四头肌收缩力更大, 且肌肉激活时间更早, 胫骨前移的趋势更明显, 而由于胫骨前移, 前交叉韧带产生了更大的应变, 从而加剧了前交叉韧带的负荷。

由相关性分析结果可知, 腓肌收缩力与垂直地面反作用力以及股直肌收缩力均呈负相关。在维持膝关节稳定的过程中, 股四头肌和腓肌分别会对胫骨近端产生向前和向后的拉力。作为股四头肌的拮抗肌, 腓肌收缩时, 可以减少股四头肌在胫骨近端造成的前向位移, 从而减小前交叉韧带的应变。在采用较大膝关节屈曲角度着陆时, 腓肌收缩力的峰值较大且作用时间更长, 有效地限制了膝关节在小的屈曲角度下的胫骨前移, 减小了前交叉韧带的负荷。

通过实验结果, 可以看出垂直地面反作用力与股直肌收缩力呈现正相关的关系。垂直地面反作用力使身体获得向上的加速度, 使身体重心减速下落, 直至下落至最低点。双脚受到的垂直地面反作用力经过下肢传导至膝关节造成膝关节关节面之间的压力。采用更大屈曲角度着陆时, 由于着陆后下落至最低点的时间更长, 所需的减速加速度较小, 使得两脚受到地面的冲击力更小, 从而减小了膝关节的压力。并且, 由于股直肌收缩力与垂直地面反作用力呈现正相关的线性关系, 更小的垂直地面反作用力也有利于减小股直肌收缩力, 从而减小膝关节前向剪切力, 从而减轻前交叉韧带负荷。因此, 采用更大的屈曲角度着陆可以减轻膝关节压力, 减小膝关节前向剪切力和前交叉韧带负荷。

5. 结论

通过本次实验的结果和讨论, 可知在跳跃着陆过程中, 当着陆后膝关节屈曲角度较大时, 垂直地面反作用力较小, 因此传导至膝关节的冲击力较小, 有利于减小膝关节负荷, 保护膝关节。而当膝关节的最大屈曲角度较小时, 身体重心下落的距离更短, 减速时所需要的加速度更大, 因此, 股四头肌会产生更大的收缩力, 使膝关节停止进一步屈曲。而更大的股四头肌收缩力也就在胫骨近端的髌韧带附着点处产生了更大的拉力, 它在膝关节造成的前向剪切力是导致前交叉韧带负荷的主要因素。腓肌是位于大腿后侧的一组肌肉, 它们与股直肌(股四头肌)之间存在拮抗作用, 在膝关节屈曲角度较大时, 腓肌的收缩力相较组二有明显的增大, 且出现作用时间早, 这有利于减小膝关节前向剪切力。综上所述, 跳跃着陆过

程中, 在着陆后应该使膝关节屈曲至较大角度以减小地面冲击力和股直肌的收缩力, 从而起到减小膝关节负荷和前交叉韧带应力的作用。

参考文献

- [1] Warburton, D.E.R. (2006) Health Benefits of Physical Activity: The Evidence. *Canadian Medical Association Journal*, **174**, 801-809. <https://doi.org/10.1503/cmaj.051351>
- [2] Finch, C., Owen, N. and Price, R. (2001) Current Injury or Disability as a Barrier to Being More Physically Active. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **33**, 778-782. <https://doi.org/10.1097/00005768-200105000-00016>
- [3] Dai, B., Herman, D., Liu, H., et al. (2012) Prevention of ACL Injury, Part I: Injury Characteristics, Risk Factors, and Loading Mechanism. *Research in Sports Medicine: An International Journal*, **20**, 180-197. <https://doi.org/10.1080/15438627.2012.680990>
- [4] Gaspar-Junior, J.J., et al. (2018) Epidemiological Profile of Soccer-Related Injuries in a State Brazilian Championship: An Observational Study of 2014-15 Season. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, **10**, 374-379. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2018.05.006>
- [5] Cochrane, J.L., Lloyd, D.G., Butfield, A., et al. (2007) Characteristics of Anterior Cruciate Ligament Injuries in Australian Football. *Journal of Science & Medicine in Sport*, **10**, 96-104. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.05.015>
- [6] 王旸, 牛文鑫, 何艳, 等. 面向逆向动力学仿真驱动和验证的半蹲式跳伞着陆实验研究[J]. 医用生物力学, 2010(4): 26-30+41.
- [7] 胡家渝, 陈琪贤, 靳忠民. 个体化人体膝关节的骨肌多体动力学仿真[C]//中国力学学会. 第十二届全国生物力学学术会议暨第十四届全国生物流变学学术会议. 北京: 中国力学学会, 2018: S12-S19.
- [8] Lohmander, L.S., Englund, P.M., Dahl, L.L., et al. (2007) The Long-Term Consequence of Anterior Cruciate Ligament and Meniscus Injuries: Osteoarthritis. *The American Journal of Sports Medicine*, **35**, 1756-1769. <https://doi.org/10.1177/0363546507307396>
- [9] Myklebust, G. and Bahr, R. (2005) Return to Play Guidelines after Anterior Cruciate Ligament Surgery. *British Journal of Sports Medicine*, **39**, 127-131. <https://doi.org/10.1136/bjism.2004.010900>
- [10] Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., et al. (2016) Mechanisms, Prediction, and Prevention of ACL Injuries: Cut Risk with Three Sharpened and Validated Tools. *Journal of Orthopaedic Research*, **34**, 1843-1855. <https://doi.org/10.1002/jor.23414>
- [11] Lagas, I.F., Meuffels, D.E., Edwin, V., et al. (2018) High Knee Loading in Male Adolescent Pre-Professional Football Players: Effects of a Targeted Training Programme. *Journal of Science and Medicine in Sport*, S1440244018303207.
- [12] Myer, G.D. (2005) The Effects of Plyometric versus Dynamic Stabilization and Balance Training on Lower Extremity Biomechanics. *American Journal of Sports Medicine*, **34**, 445-455. <https://doi.org/10.1177/0363546505281241>
- [13] Sinclair, J., Brooks, D. and Stainton, P. (2019) Sex Differences in ACL Loading and Strain during Typical Athletic Movements: A Musculoskeletal Simulation Analysis. *European Journal of Applied Physiology*, **119**, 713-721. <https://doi.org/10.1007/s00421-018-04062-w>
- [14] Chappell, J.D., Creighton, R.A., Giuliani, C., Yu, B. and Garrett, W.E. (2007) Kinematics and Electromyography of Landing Preparation in Vertical Stop-Jump: Risks for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, **35**, 235-241. <https://doi.org/10.1177/0363546506294077>
- [15] Ford, K.R., Myer, G.D. and Hewett, T.E. (2003) Valgus Knee Motion during Landing in High School Female and Male Basketball Players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **35**, 1745-1750. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000089346.85744.D9>
- [16] Palmieri-Smith, R.M., Wojtys, E.M. and Ashton-Miller, J.A. (2008) Association between Preparatory Muscle Activation and Peak Valgus Knee Angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **18**, 973-979. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.03.007>
- [17] Yu, B., Lin, C.F. and Garrett, W.E. (2006) Lower Extremity Biomechanics during the Landing of a Stop-Jump Task. *Clinical Biomechanics*, **21**, 297-305. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.11.003>
- [18] Pollard, C.D., Sigward, S.M. and Powers, C.M. (2010) Limited Hip and Knee Flexion during Landing Is Associated with Increased Frontal Plane Knee Motion and Moments. *Clinical Biomechanics*, **25**, 142-146. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.10.005>
- [19] Lin, C.F., Gross, M., Ji, C., Padua, D., Weinhold, P., Garrett, W.E. and Yu, B. (2009) A Stochastic Biomechanical Model for Risk and Risk Factors of Non-Contact Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Journal of Biomechanics*, **42**, 418-423. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.12.005>

- [20] Kar, J. and Quesada, P.M. (2013) A Musculoskeletal Modeling Approach for Estimating Anterior Cruciate Ligament Strains and Knee Anterior-Posterior Shear Forces in Stop-Jumps Performed by Young Recreational Female Athletes. *Annals of Biomedical Engineering*, **41**, 338-348. <https://doi.org/10.1007/s10439-012-0644-y>
- [21] 郭伟, 郭建岍, 顾永鹏, 等. 飞行载荷条件下腰椎多体动力学分析[J]. 空军医学杂志, 2016(6): 58.
- [22] 尹传盛, 孙芳, 贺纛, 等. 基于 Anybody 软件平台冷水刺激前后食指动力学的特性[J]. 中国组织工程研究, 2013(22): 113-120.
- [23] 李文昊. 基于 AnyBody 的汽车驾驶员坐姿生物力学特性分析及舒适性设计[D]: [硕士学位论文]. 济南: 山东大学, 2015.
- [24] Li, G., Gil, J., Kanamori, A., *et al.* (1999) A Validated Three-Dimensional Computational Model of a Human Knee Joint. *Journal of Biomechanical Engineering*, **121**, 657. <https://doi.org/10.1115/1.2800871>
- [25] Blankevoort, L. and Huijskes, R. (1991) Ligament-Bone Interaction in a Three-Dimensional Model of the Knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, **113**, 263. <https://doi.org/10.1115/1.2894883>
- [26] Shelburne, K.B., Torry, M.R. and Pandy, M.G. (2006) Contributions of Muscles, Ligaments, and the Ground-Reaction Force to Tibiofemoral Joint Loading during Normal Gait. *Journal of Orthopaedic Research*, **24**, 1983-1990. <https://doi.org/10.1002/jor.20255>
- [27] Marra, M.A., Vanheule, V., Fluit, R., *et al.* (2015) A Subject-Specific Musculoskeletal Modeling Framework to Predict *in Vivo* Mechanics of Total Knee Arthroplasty. *Journal of Biomechanical Engineering*, **137**, Article ID: 020904. <https://doi.org/10.1115/1.4029258>
- [28] Kang, K.-T., Koh, Y.-G., Nam, J.-H., *et al.* (2019) Biomechanical Evaluation of the Influence of Posterolateral Corner Structures on Cruciate Ligaments Forces during Simulated Gait and Squatting. *PLoS ONE*, **14**, e0214496. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0214496>
- [29] Skals, S., Jung, M.K., Damsgaard, M., *et al.* (2016) Prediction of Ground Reaction Forces and Moments during Sports-Related Movements. *Multibody System Dynamics*, **39**, 175-195. <https://doi.org/10.1007/s11044-016-9537-4>
- [30] Berns, G.S., Hull, M.L. and Patterson, H.A. (1992) Strain in the Anteromedial Bundle of the Anterior Cruciate Ligament under Combination Loading. *Journal of Orthopaedic Research*, **10**, 167-176. <https://doi.org/10.1002/jor.1100100203>
- [31] Markolf, K.L., *et al.* (1995) Combined Knee Loading States That Generate High Anterior Cruciate Ligament Forces. *Journal of Orthopaedic Research*, **13**, 930-935. <https://doi.org/10.1002/jor.1100130618>