

前交叉韧带重建术后步行过程中的生物力学特征

时会娟^{1,2}, 丁立¹, 任爽², 梁子轩², 胡晓青², 黄红拾^{2*}, 敖英芳^{2*}

1. 北京航空航天大学生物与医学工程学院, 生物医学工程高精尖中心, 北京 100083

2. 北京大学第三医院运动医学研究所, 运动医学关节伤病北京市重点实验室, 北京 100091

摘要 为明确前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)重建术后动作模式的改变情况,应用三维运动捕捉系统和表面肌电系统同步采集 ACL重建术后患者在步行过程中的运动学、动力学和肌电数据。结果发现,与健侧相比,术侧膝关节屈曲角度峰值和屈伸活动范围均显著减小,但承重反应期的外旋幅度显著增加;术侧承重反应期膝关节伸直力矩峰值、支撑相末期膝关节屈曲力矩峰值和外旋力矩峰值均小于健侧;术侧股直肌在承重反应期的激活程度、股二头肌和半腱肌在摆动前期的激活程度均大于健侧。结果表明:ACL重建术后6~12个月(7.4±1.3月)步态呈僵硬特征,大腿肌群激活程度增加。建议 ACL重建术后针对肌肉功能特征及步态特征的改变进行精准康复干预,改善术后效果。

关键词 前交叉韧带重建;运动医学;生物力学

前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)损伤是最常见的运动损伤之一^[1],中国运动员 ACL 损伤的总发生率为 0.47%^[2]。ACL 具有限制胫骨前移和胫骨内旋的功能,是膝关节重要的静力稳定结构。ACL 损伤后无法自然愈合,关节镜下重建 ACL

成为临床上首选方案。ACL 重建术后,患者韧带移植和对侧健康 ACL 的二次损伤率高达 10% 以上^[3-4],重建术后 10~20 年内膝关节关节炎的发生率高于 50%^[5]。

确定 ACL 重建术后动作模式及其相应生物力

收稿日期:2020-01-17;修回日期:2020-03-02

基金项目:国家自然科学基金项目(81672212)

作者简介:时会娟,博士研究生,研究方向为膝关节前交叉韧带损伤预防及康复,电子信箱: shihuijuan1103@163.com;黄红拾(通信作者),主任医师,研究方向为运动医学和康复及其运动生物力学,电子信箱: huanghs@bjmu.edu.cn;敖英芳(共同通信作者),教授,研究方向为运动创伤基础与临床,电子信箱: aoyingfang@163.com

引用格式:时会娟,丁立,任爽,等. 前交叉韧带重建术后步行过程中的生物力学特征[J]. 科技导报, 2020, 38(6): 25-33; doi:10.3981/j.issn.1000-7857.2020.06.003

学机制的改变对预防术后继发损伤有重要作用。为进一步提高 ACL 治疗效果和预防继发损伤,必须明确 ACL 重建术后动作的生物力学特征。步行是人类最重要和最基础的活动,行走能力直接关系到患者的生活质量^[6]。目前虽然关于 ACL 重建术后步态分析较多,但多关注于矢状面内的特征,ACL 重建术后冠状面和水平面内的研究较少,结论仍不统一^[7],现有研究中很少进一步细分步态周期各个阶段。因此本研究的目的是探究 ACL 重建术后 6~12 个月的患者步行过程中膝关节在各个阶段的生物力学特征及其相应机制,为改善 ACL 重建术后效果及预防术后继发损伤提供康复理论基础。

1 研究方法

1.1 受试者

受试者为 25 名单侧单纯 ACL 重建术后 6~12 个月的男性患者(年龄:32±8.2 岁,重建术后距离测试时间:7.4±1.3 月)。测试前受试者均已签署知情同意书。所有受试者均为单侧自体腘绳肌腱重建,无其他同时进行的手术(半月板、关节软骨、侧副韧带等)。排除标准:进行过 2 次及以上 ACL 重建术或下肢有其他外科手术史;对侧肢体有受伤史和不适;研究测试时伴随疼痛、肿胀等并发症。

1.2 数据采集

要求受试者穿测试所备紧身泳裤,并处于赤脚状态。在受试者双侧的股直肌、股内侧肌、股外侧肌、股二头肌和半腱肌的肌腹处贴电极片,并用绷

带固定。在受试者身上粘贴 24 个反光标志点,分别在左右外踝、内踝、足跟、第二三跖趾关节中间、第一跖趾关节、第五跖趾关节、胫骨结节、股骨内髁、股骨外侧髁、大腿前侧、髂前上棘、髂后上棘。

测试前,让受试者以自己感觉最舒适的速度赤脚在步道上适应测试环境以获得较自然的步态,并采集静态标定文件。测试开始时,受试者从预先测量好的起点出发,以自己感觉最舒适的速度在测试步道上行走,共采集 3 次有效数据。步行测试结束后采集各块肌肉最大等长收缩(MVC)时的信号。受试者在坐位屈膝 60°体位采集股直肌、股外侧肌和股内侧肌的 MVC 数据,在俯卧屈膝 30°位采集股二头肌和半腱肌 MVC 数据。

应用 8 镜头红外高速运动捕捉系统(Vicon, Nexus, T40, 英国)采集步行过程中下肢的运动学参数,采集频率为 100 Hz。应用 2 块三维测力台(AMTI, BP400600, 美国)采集步行过程中的下肢动力学参数,采集频率为 1000 Hz。应用 Noraxon (美国)肌电采集系统采集步行过程中的肌电信号及各肌肉的 MVC,采集频率为 1500 Hz。

1.3 数据处理

一个完整的步态周期包含从足跟着地到同侧足跟再次着地的整个动作阶段。以一侧为主,将整个步态周期分为 5 个阶段。以健侧为例,健侧完整步态周期的阶段划分(术侧步态周期划分与健侧相同)如图 1 所示。

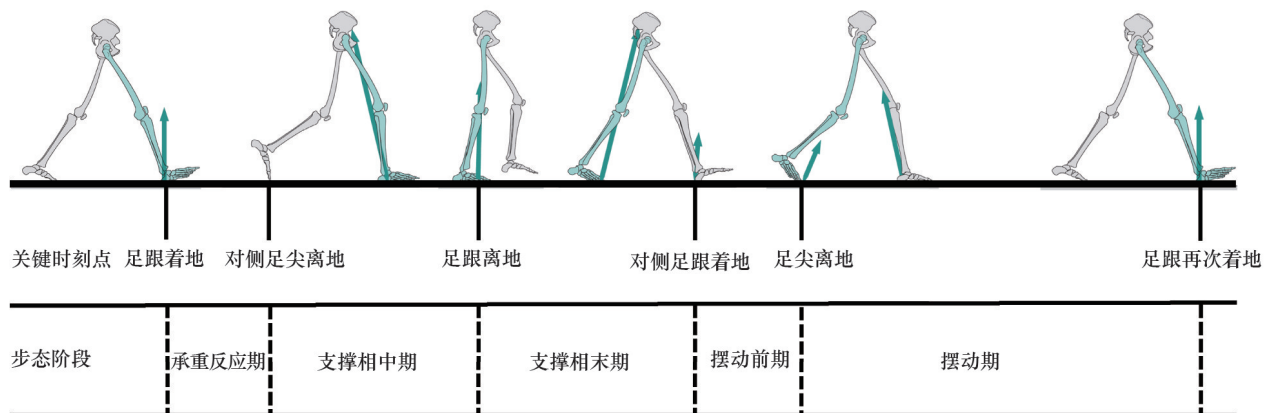


图1 步态周期阶段划分示意

应用 Visual 3D(C-motion, 美国)软件对所有运动学和动力学数据进行处理。所有标志点三维坐标采取巴特沃斯(Butterworth)低通滤波进行平滑处理,截断频率为 10 Hz,动力学数据不做平滑处理。垂直地面反作用力大于 10 N 的时刻定义为足着地时刻,小于 10 N 的时刻定义为足离地时刻。

根据标志点建立下肢环节坐标系,其中髌关节中心根据 Bell^[8]的研究计算,膝关节转动中心为股骨内外侧髁中点,踝关节转动中心为内外踝中点。采用欧拉角的方法计算膝关节的三维角度,采用逆动力学的方法计算膝关节的三维力矩。本研究所呈现的膝关节力矩均为内源性力矩。

步态测试过程中的原始肌电信号与 MVC 测试的原始肌电信号均先采用带通滤波进行处理,滤波范围为 25~500 Hz^[9],之后进行翻正处理,再经过 10 Hz 的低通滤波,获得肌电的线性包络线。将步态测试过程中的肌电线性包络线以 MVC 做标准化处理,最后得到以%MVC 为单位的包络线。在此包络线基础上,计算各肌肉在不同支撑阶段的最大激活程度。

本研究中动力学参数包括地面水平向后反作用力峰值、地面水平向前反作用力峰值、地面垂直

反作用力第一峰值(vGRF)、从着地时刻到vGRF时刻的最大加载率和平均加载率以及各支撑阶段的膝关节三维力矩峰值。运动学参数包括整个步态周期中各阶段膝关节的三维角度峰值和关节活动幅度。肌电参数包括股直肌、股内侧肌、股外侧肌、股二头肌和半腱肌的激活程度。地面反作用力标准化为体重的倍数,单位为 BW;力矩标准化为身高与体重乘积的倍数,单位为 BW×BH。

1.4 数据分析

应用配对 *t* 检验方法分析 ACL 重建者在步行过程中健侧和术侧运动学、动力学和肌电指标之间的差异,以统计学指标 *P* 判断显著性差异。所有的统计分析都应用 SPSS16.0(SPSS, Chicago, IL, 美国)完成,显著性水平定为一类误差概率不大于 0.05。

2 结果分析

与健侧相比,术侧承重反应期、支撑相中期、摆动前期和摆动期的屈膝角度均较小(表 1),且术侧支撑相中期、支撑相末期和摆动期膝关节屈伸活动范围均较小。

表1 膝关节在步态周期各阶段的角度参数

| 不同步态周期 | 角度 | 健侧/(°) | 术侧/(°) | <i>P</i> 值 |
|--------|------------|----------|----------|------------|
| 承重反应期 | 膝关节屈曲角度峰值 | 16.4±8.1 | 13.4±6.7 | 0.008* |
| | 膝关节屈伸活动范围 | 11.7±4.5 | 10.2±4.3 | 0.086 |
| | 膝关节内收角度峰值 | 1.1±1.9 | 1.3±1.9 | 0.715 |
| | 膝关节外旋最小角度 | 0.4±7.8 | 3.1±5.2 | 0.028* |
| 支撑相中期 | 膝关节屈曲角度峰值 | 16.8±8.0 | 13.6±6.9 | 0.008* |
| | 膝关节屈伸活动范围 | 10.2±4.4 | 6.7±3.1 | <0.001* |
| | 膝关节内收角度峰值 | 1.1±2.0 | 1.2±2.2 | 0.702 |
| | 膝关节外旋角度峰值 | 4.6±4.5 | 6.3±4.6 | 0.090 |
| 支撑相末期 | 膝关节内外旋活动范围 | 5.9±4.3 | 5.0±3.5 | 0.055 |
| | 膝关节屈曲最小角度 | 5.2±4.4 | 6.4±5.0 | 0.177 |
| | 膝关节屈曲角度峰值 | 12.7±4.3 | 11.9±4.4 | 0.283 |
| | 膝关节屈伸活动范围 | 7.5±2.0 | 5.5±2.1 | <0.001* |
| 摆动前期 | 膝关节屈曲角度峰值 | 42.7±5.2 | 39.7±5.7 | 0.018* |
| | 膝关节内收角度峰值 | 0.2±0.1 | 0.2±0.1 | 0.578 |
| | 膝关节外旋角度峰值 | 11.5±5.3 | 11.0±8.6 | 0.720 |
| 摆动期 | 膝关节屈曲角度峰值 | 65.4±5.2 | 61.9±6.1 | 0.002* |
| | 膝关节屈伸活动范围 | 64.4±4.0 | 61.9±4.5 | 0.009* |
| | 膝关节内收角度峰值 | 7.5±8.5 | 6.7±8.6 | 0.530 |
| | 膝关节外旋角度峰值 | 16.3±7.9 | 16.9±8.7 | 0.647 |

注:*表示健侧与术侧之间比较 *P*<0.05。

术侧在承重反应期的外旋幅度大于健侧,但双侧膝关节角度在冠状面内无显著差异(图2)。

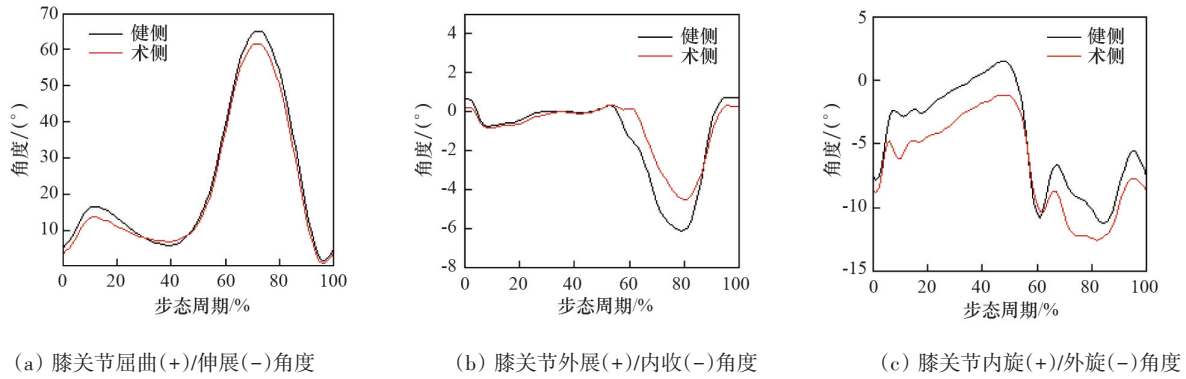


图2 膝关节一个完整步态周期的三维角度

本研究结果表明,健侧与术侧之间的vGRF和水平向前反作用力峰值均无显著差异(表2),而术侧水平向后反作用力峰值显著小于健侧。且与健侧相比,术侧从着地时刻至vGRF的最大加载率和平均加载率均较小。

表2 地面反作用力相关指标

| | vGRF/BW | 地面水平向后反作用力峰值/BW | 地面水平向前反作用力峰值/BW | 着地时刻至vGRF最大加载率/(BW·s ⁻¹) | 着地时刻至vGRF平均加载率/(BW·s ⁻¹) |
|----|-----------|-----------------|-----------------|--------------------------------------|--------------------------------------|
| 健侧 | 1.07±0.08 | 0.18±0.03 | 0.21±0.02 | 89.83±30.65 | 7.43±1.62 |
| 术侧 | 1.05±0.08 | 0.16±0.03 | 0.21±0.03 | 76.79±35.66 | 6.73±1.13 |
| P值 | 0.113 | 0.001* | 0.876 | 0.021* | 0.009* |

注:*表示健侧与术侧之间比较P<0.05;BW为体重单位;BW·s⁻¹表示每秒增加的体重倍数。

结果表明,术侧承重反应期膝关节伸直力矩和支撑相末期膝关节屈曲力矩均小于健侧(表3),但双侧矢状面内的力矩在其他支撑阶段均无显著差异(图3)。

表3 膝关节在步态周期各阶段中的力矩参数

| | 力矩 | 健侧/(BW×BH) | 术侧/(BW×BH) | P值 |
|-------|-----------|-------------|-------------|---------|
| 承重反应期 | 膝关节屈曲力矩峰值 | 0.264±0.138 | 0.249±0.142 | 0.514 |
| | 膝关节伸直力矩峰值 | 0.320±0.145 | 0.269±0.113 | 0.050* |
| | 膝关节内收力矩峰值 | 0.098±0.094 | 0.091±0.078 | 0.768 |
| | 膝关节外展力矩峰值 | 0.210±0.054 | 0.184±0.044 | 0.070 |
| | 膝关节内旋力矩峰值 | 0.086±0.040 | 0.083±0.062 | 0.819 |
| | 膝关节外旋力矩峰值 | 0.264±0.138 | 0.249±0.142 | 0.843 |
| 支撑相中期 | 膝关节伸直力矩峰值 | 0.325±0.152 | 0.286±0.134 | 0.090 |
| | 膝关节外展力矩峰值 | 0.228±0.054 | 0.207±0.052 | 0.187 |
| | 膝关节内旋力矩峰值 | 0.088±0.048 | 0.087±0.068 | 0.980 |
| 支撑相末期 | 膝关节屈曲力矩峰值 | 0.113±0.075 | 0.030±0.067 | <0.001* |
| | 膝关节外展力矩峰值 | 0.206±0.070 | 0.179±0.072 | 0.112 |
| | 膝关节外旋力矩峰值 | 0.053±0.031 | 0.018±0.053 | 0.003* |
| 摆动前期 | 膝关节伸直力矩峰值 | 0.164±0.052 | 0.158±0.036 | 0.606 |
| | 膝关节外展力矩峰值 | 0.187±0.060 | 0.166±0.066 | 0.204 |
| | 膝关节内旋力矩峰值 | 0.013±0.017 | 0.026±0.030 | 0.076 |

注:*表示健侧与术侧之间比较P<0.05。

术侧与健侧冠状面内的力矩在支撑阶段无显著差异,但术侧支撑相末期外旋力矩显著小于健侧。

统计分析结果表明,术侧股直肌在承重反应期

的激活程度大于健侧($P=0.016$),术侧股外侧肌在摆动前期的激活程度大于健侧($P=0.043$)(图4)。术侧股二头肌($P=0.050$)和半腱肌($P=0.024$)在摆动前期的激活程度均大于健侧。

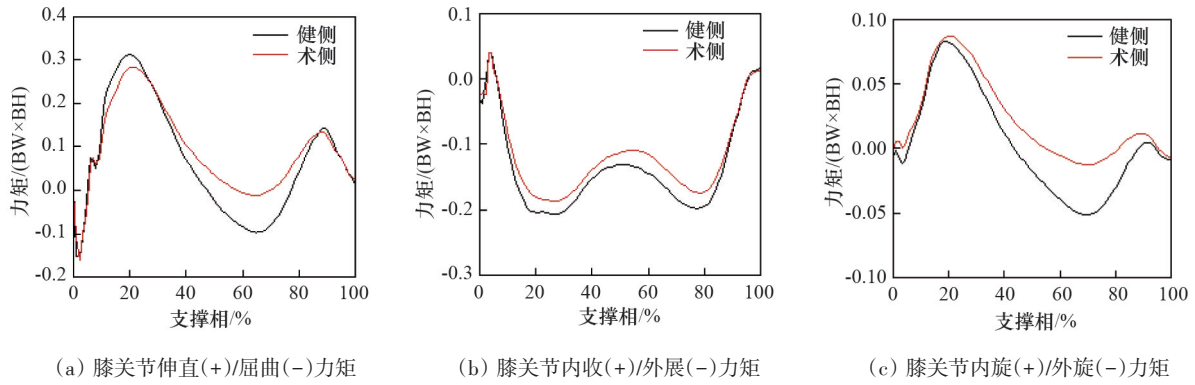


图3 膝关节支撑阶段的三维力矩

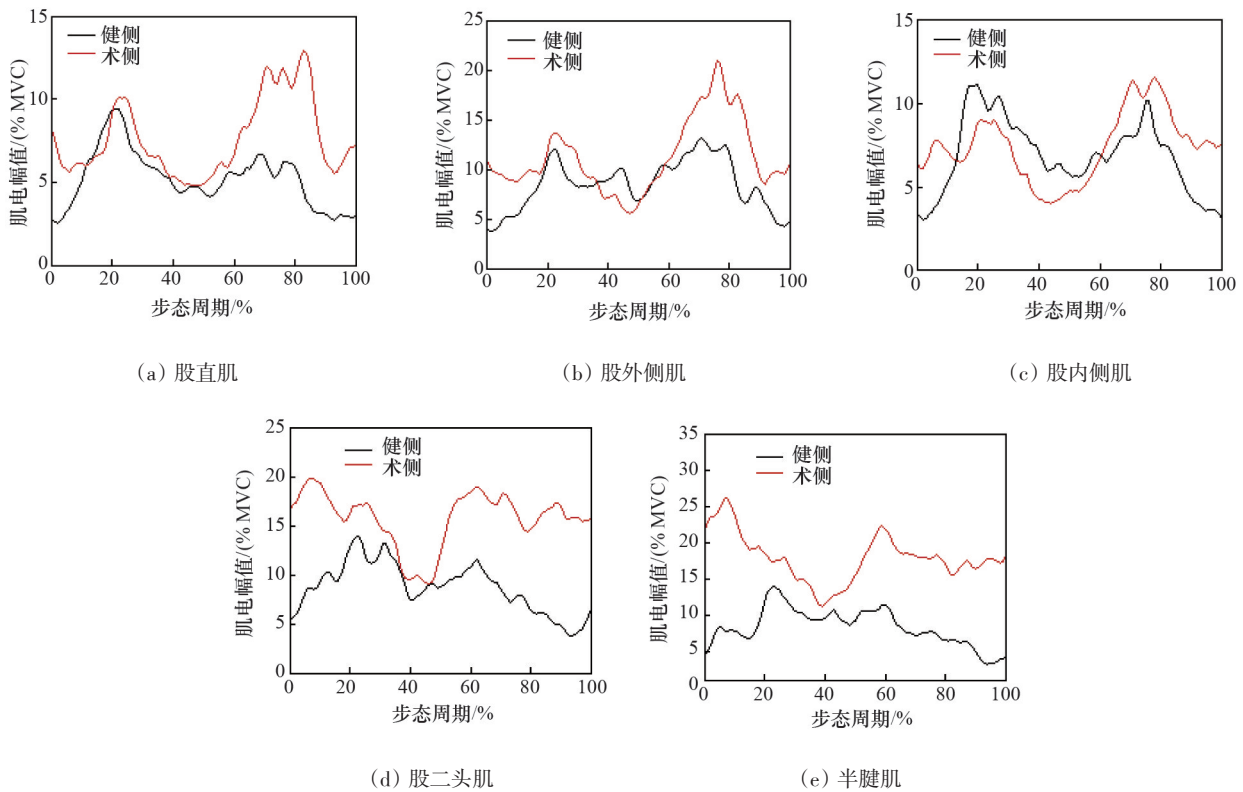


图4 一个完整步态周期内的肌电包络线

3 讨论

本研究发现,术侧在承重反应期、摆动前期和摆动期的屈膝角度均小于健侧,呈现出僵硬步态。

研究结果与 Dai 等^[10-11]的结果一致,White 等^[12]也发现 ACL 重建术后 1 年屈膝角度峰值仍小于健侧。膝关节在步态周期内的不同阶段屈曲的作用不同。在承重反应期的屈膝有助于膝关节控制震荡

吸收,承重反应期屈膝角度的减小会增加关节的僵硬程度,降低膝关节正常吸收震荡的功能,对关节软骨危害较大。摆动前期屈膝是为下肢在摆动期中完成足趾廓清做准备^[13],摆动期屈膝达到峰值,有助于足廓清。摆动前期和摆动期屈膝角度的减少会影响足廓清,并可导致足拖拽。术侧屈膝角度较小,表现出的僵硬步态可能是由于异常的肌肉活动产生的。本研究发现术侧股直肌在承重反应期的激活程度大于健侧,术侧股外侧肌在摆动前期的激活程度也大于健侧,这一结果与Hart等^[14]的研究结果一致,且Ciccotti等^[15]也发现ACL重建者在走路过程中股直肌和股外侧肌的活动程度均较大。Bulgheroni等^[16]认为,在承重反应期术侧较高的股四头肌激活程度与其表现出的僵硬步态有关,股四头肌的过度活动会直接增加膝关节的伸直角度。

本研究中术侧支撑相中期和支撑相末期的膝关节屈伸活动范围均小于健侧。在人体走路过程中,着地初期人体绕足跟轴的转动是第一个震荡吸收机制,膝关节屈曲是第二个和最大的震荡吸收机制。支撑阶段的膝关节屈伸活动范围减小会降低身体吸收震动功能,增加关节内的压力和剪切力,引发关节软骨退化^[17],导致早期膝骨关节炎的发生^[18-19]。此外膝关节矢状面运动特征的改变会使关节负荷移到不常受力的软骨区域,这是ACL损伤后发生膝骨关节炎的一个重要诱因^[20]。因此术侧适当的膝关节屈伸活动范围对预防膝骨关节炎非常有益,因为较大的屈伸活动范围使得承受负荷的软骨区域增大,可以更多地使原来承受负荷的软骨区域负重,进而更加接近受伤之前的受力模式。Mündermann等^[21]的研究结果也支持了此观点,他们以健康者作为对照组探究膝骨关节炎患者的步态,发现膝骨关节炎患者的屈膝角度峰值和屈伸活动范围均小于健康者。还有研究表明,屈膝角度的减少会使ACL所承受的负荷增加^[22-23],屈膝角度的减少会增加髌韧带与胫骨之间的角度,在股四头肌肌肉收缩力一定的前提下,髌韧带与胫骨之间的角度越大,胫骨近端所受的垂直于胫骨长轴向前的剪切力也越大,在做动作过程中较小的屈膝角度是影响ACL受力的主要因素^[24]。因此,术侧在支撑

阶段屈膝角度的降低也可能是增加ACL受力,导致ACL再伤的危险因素。

本研究发现,术侧从着地时刻到vGRF的最大加载率和平均加载率均小于健侧,此结果与Paterno等^[25]的研究结果一致,他们发现术后2年的患者在起跳落地动作中,健侧vGRF加载率比术侧大。过高的加载率与很多过度使用发生的损伤有关,如足底筋膜炎^[26]、胫骨应力性骨折^[27]。有研究表明,ACL重建术后健侧膝关节的损伤发生率高于术侧^[28],这可能是ACL重建术后健侧发生损伤的一个重要危险因素。较快的负荷加载会减少软骨的粘弹性响应,继而影响其缓冲效果。研究表明,股骨关节炎患者所受的加载率比健康者高50%^[21]。由于步行是一个日常重复性很强的活动,肢体受力的微小改变也会加剧关节的退行性变。因此较高的加载率可能是ACL重建术后健侧发生膝骨关节炎的一个重要风险因素。本研究还发现,术侧地面水平向后反作用力峰值显著小于健侧,与vGRF加载率的趋势一致,地面水平向后反作用力是触地早期的制动力,ACL对限制胫骨前移有重要作用,在制动过程中也扮演着重要角色。术侧制动力减小可能是患者由于心理不自信下意识减轻患腿的用力程度。以上这2个地面反作用力相关指标的变化可以理解为ACL重建者的保护策略。

本研究发现支撑相末期术侧膝关节屈曲力矩峰值显著小于健侧,这一结果与Hart等^[7]的Mate分析结果相一致。在步行过程中膝关节由伸直力矩转变为屈曲力矩的原因是在支撑相末期躯干比胫骨移动得更快,重心位于支撑腿的前方,矢状面内地面反作用力方向位于膝关节前方,产生使膝关节伸直的外源性力矩,即膝关节伸直的外部载荷,因此关节内部产生了与之相对的内源性屈曲力矩。与健侧相比,术侧在支撑相末期较小的屈膝范围使地面反作用力的作用中心更靠近膝关节中心,因此术侧产生的外源性膝关节伸直力矩小于健侧。

与健侧相比,术侧在承重反应期的胫骨内旋幅度较小,在支撑相末期膝关节外旋力矩较小,与Webster等^[29]的结果类似。Scanlan等^[30]也发现与健侧相比,术侧着地时刻、支撑相中期、支撑相末期和

脚尖离地时刻均表现出了更大的外旋幅度。在正常步行过程中,着地时刻胫骨相对于股骨轻微外旋(即膝关节被锁定),随后在承重反应期,胫骨内旋速度加快,膝关节内旋趋势增加,术侧膝内旋幅度减小可能是该步态模式可以降低对 ACL 的功能需求,减少 ACL 的受力程度。同样在支撑相末期,术侧受到较小的外源性内旋力矩,即受到使膝关节内旋的外部载荷较小,因而减弱膝关节的内旋趋势,降低 ACL 限制胫骨内旋的功能需求。研究表明,膝关节旋转运动的改变对 ACL 断裂者和 ACL 重建者的膝关节软骨区域均会产生不正常的应力,随着时间累积,这种异常应力会导致关节软骨的退行性变^[31]。研究表明 ACL 断裂侧足跟受力减少,而前足区域所受压力增加,在步行过程中 ACL 断裂侧所受压力从足跟滚动到前足区域内所用时间更短,速度更快^[32]。黄红拾等对比了 ACL 重建前后足底压力参数,发现 ACL 重建术后足底压力的时间分布参数得到显著改善^[33],但未有研究表明 ACL 重建术是否改善足部受力模式。基于足-膝偶联机制,前足旋前或旋后也会相应影响胫骨旋内或旋外,因此今后的研究可进一步将足底压力参数与膝关节运动学参数相结合,探究 ACL 重建术后膝关节异常运动的机制。

本研究虽然探究了 ACL 重建术后步行过程中的膝关节生物力学特征及大腿肌群的表面肌电激活特征,但也存在一定的局限性。研究对象较宽泛,未对研究对象按照致伤原因细分。此外,手术为现有传统重建方式,缺少不同手术方法间的对比研究,以后的研究应该进一步探究不同手术技术方法对术后长期康复效果的影响。

4 结论

前交叉韧带重建术后步行时呈现僵硬步态,术侧支撑相早期和摆动期屈膝角度和支撑相末期的屈膝力矩均减小,大腿肌群激活程度均增大。在水平面内,术侧承重反应期膝关节外旋程度幅度增大,支撑相末期的膝外旋力矩减小。ACL 重建术后的康复训练一方面应加强膝关节灵活性练习,减少

或避免术后出现的动作僵硬,增大膝关节在支撑阶段的屈伸活动范围。另一方面应加强针对肌肉功能特征的反馈式训练,不断调整动作过程中大腿肌群的发力程度,对异常改变进行精准精细干预,以更好地保证术后效果。

参考文献(References)

- [1] Prodromos C C, Han Y, Rogowski J, et al. A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen[J]. *Arthroscopy*, 2007, 23(12): 1320-1325.
- [2] 敖英芳, 田得祥, 崔国庆, 等. 运动员前交叉韧带损伤的流行病学研究[J]. *体育科学*, 2000, 20(4): 47-48.
- [3] Magnussen R A, Lawrence J T, West R L, et al. Graft size and patient age are predictors of early revision after anterior cruciate ligament reconstruction with hamstring autograft[J]. *Arthroscopy*, 2012, 28(4): 526-531.
- [4] Shelbourne K D, Sullivan A N, Bohard K, et al. Return to basketball and soccer after anterior cruciate ligament reconstruction in competitive school-aged athletes[J]. *Sports Health*, 2009, 1(3): 236-241.
- [5] Lohmander L S, Englund P M, Dahl L L, et al. The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: Osteoarthritis[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2007, 35(10): 1756-1769.
- [6] Barr E L, Browning C, Lord S R, et al. Foot and leg problems are important determinants of functional status in community dwelling older people[J]. *Disability and Rehabilitation*, 2005, 27(16): 917-923.
- [7] Hart H F, Culvenor A G, Collins N J, et al. Knee kinematics and joint moments during gait following anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and meta-analysis[J]. *British Journal of Sports Medicine*, 2016, 50(10): 597-612.
- [8] Bell A L, Brand R A, Pedersen D R. Prediction of hip joint centre location from external landmarks[J]. *Human Movement Science*, 1989, 8(1): 3-16.
- [9] Houck J R, Wilding G E, Gupta R, et al. Analysis of EMG patterns of control subjects and subjects with ACL deficiency during an unanticipated walking cut task[J]. *Gait & Posture*, 2007, 25(4): 628-638.
- [10] Dai B, Butler R J, Garrett W E, et al. Anterior cruciate ligament reconstruction in adolescent patients: Limb

- asymmetry and functional knee bracing[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2012, 40(12): 2756–2763.
- [11] Leporace G, Metsavaht L, Pereira G R, et al. Knee synergism during gait remain altered one year after ACL reconstruction[J]. *Acta Ortopedica Brasileira*, 2016, 24(3): 137–141.
- [12] White K, Logerstedt D, Snyder–Mackler L. Gait asymmetries persist 1 year after anterior cruciate ligament reconstruction[J]. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 2013, 1(2): 2325967113496967.
- [13] Anderson F C, Goldberg S R, Pandy M G, et al. Contributions of muscle forces and toe–off kinematics to peak knee flexion during the swing phase of normal gait: An induced position analysis[J]. *Journal of Biomechanics*, 2004, 37(5): 731–737.
- [14] Hart J M, Pietrosimone B, Hertel J, et al. Quadriceps activation following knee injuries: A systematic review[J]. *Journal of Athletic Training*, 2010, 45(1): 87–97.
- [15] Ciccotti M G, Kerlan R K, Perry J, et al. An electromyographic analysis of the knee during functional activities: II. The anterior cruciate ligament–deficient and–reconstructed profiles[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 1994, 22(5): 651–658.
- [16] Bulgheroni P, Bulgheroni M, Andriani L, et al. Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction[J]. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 1997, 5(1): 14–21.
- [17] Rudolph K S, Axe M J, Buchanan T S, et al. Dynamic stability in the anterior cruciate ligament deficient knee [J]. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 2001, 9(2): 62–71.
- [18] Hortobagyi T, Westerkamp L, Beam S, et al. Altered hamstring–quadriceps muscle balance in patients with knee osteoarthritis[J]. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 2005, 20(1): 97–104.
- [19] Hubley–Kozey C L, Deluzio K J, Landry S C, et al. Neuromuscular alterations during walking in persons with moderate knee osteoarthritis[J]. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2006, 16(4): 365–378.
- [20] Chaudhari A, Briant P L, Beville S L, et al. Knee kinematics, cartilage morphology, and osteoarthritis after ACL injury[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2008, 40(2): 215–222.
- [21] Mündermann A, Dyrby C O, Andriacchi T P. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: Increased load at the ankle, knee, and hip during walking[J]. *Arthritis & Rheumatism*, 2005, 52(9): 2835–2844.
- [22] Jordan S S, DeFrate L E, Nha K W, et al. The in vivo kinematics of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament during weightbearing knee flexion[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 2007, 35(4): 547–554.
- [23] Markolf K L, Burchfield D M, Shapiro M M, et al. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces[J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 1995, 13(6): 930–935.
- [24] 刘卉, 苏玉林, 于冰. 非接触性前交叉韧带损伤特点及机制的研究进展[J]. *医用生物力学*, 2008, 23(3): 240–247.
- [25] Paterno M V, Ford K R, Myer G D, et al. Limb asymmetries in landing and jumping 2 years following anterior cruciate ligament reconstruction[J]. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 2007, 17(4): 258–262.
- [26] Pohl M B, Hamill J, Davis I S. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners[J]. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 2009, 19(5): 372–376.
- [27] Milner C E, Ferber R, Pollard C D, et al. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners[J]. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2006, 38(2): 323.
- [28] Shelbourne K D, Davis T J, Klootwyk T E. The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears A prospective study[J]. *The American Journal of Sports Medicine*, 1998, 26(3): 402–408.
- [29] Webster K E, Feller J A. Alterations in joint kinematics during walking following hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction surgery[J]. *Clinical Biomechanics*, 2011, 26(2): 175–180.
- [30] Scanlan S F, Chaudhari A M, Dyrby C O, et al. Differences in tibial rotation during walking in ACL reconstructed and healthy contralateral knees[J]. *Journal of Biomechanics*, 2010, 43(9): 1817–1822.
- [31] Stergiou N, Ristanis S, Moraiti C, et al. Tibial rotation in anterior cruciate ligament (ACL)–deficient and ACL–reconstructed knees[J]. *Sports Medicine*, 2007, 37(7): 601–613.

- [32] Huang H, Keijsers N, Horemans H, et al. Anterior cruciate ligament rupture is associated with abnormal and asymmetrical lower limb loading during walking[J]. Journal of Science and Medicine in Sport, 2017, 20(5): 432–437.
- [33] 黄红拾, 敖英芳, 郭秦炜, 等. 前交叉韧带重建术影响步行时足底压力时相特征初步研究[J]. 中国运动医学杂志, 2014, 33(3): 189–192.

Biomechanics during walking for patients after anterior cruciate ligament reconstruction

SHI Huijuan^{1,2}, DING Li¹, REN Shuang², LIANG Zixuan², HU Xiaoqing², HUANG Hongshi^{2*}, AO Yingfang^{2*}

1. School of Biological Science and Medical Engineering, Beijing Advanced Innovation Center for Biomedical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China,
2. Institute of Sports Medicine, Peking University Third Hospital, Beijing Key Laboratory of Sports Injuries, Beijing 100091, China

Abstract The movement pattern and the corresponding biomechanical mechanisms of patients after the anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction are essential factors for improving the postoperative effects and preventing secondary injuries. The three-dimensional kinematic, kinetic data, and the surface electromyography activity data are collected bilaterally (for surgical, intact limbs) during patients' level walking 6 to 12 months after the ACL reconstruction (7.4 ± 1.3 months). The three-dimensional angles and moments of the knee joint are calculated. The activation levels of the bilateral rectus femoris, the vastus medialis, the vastus lateralis, the biceps femoris, and the semitendinosus are also evaluated. It is shown that for the surgical limb, the peak knee flexion angle and the knee flexion-extension range of motion are significantly smaller, during the loading response, while the peak external rotation angle is significantly larger, compared with the intact limb. The surgical limb has smaller peak knee extension moment during the loading response phase, smaller peak knee flexion moment, and external rotation moment during the terminal stance phase compared with the intact limb. The peak activation level of the rectus femoris during the loading response phase, and the peak activation levels of the biceps femoris and the semitendinosus during the pre-swing phase are significantly higher in the surgical limb as compared with the intact limb. Patients have a stiffer gait pattern with a significant smaller peak knee flexion angle during the early stance and swing phases in the surgical limb 6 to 12 months after the ACL reconstruction. Patients also have a higher activation level of the quadriceps and the hamstring in the surgical limb compared with the intact limb. The surgical limb also has a greater knee external rotation during the loading response phase and a smaller external rotation moment during the terminal stance phase compared with the intact limb. The rehabilitation protocol after the ACL reconstruction should focus on the abnormal changes in the muscle function and the gait characteristics for better postoperative outcomes.

Keywords anterior cruciate ligament reconstruction; sports medicine; biomechanics ●



(责任编辑 傅雪)