

doi: 10.3978/j.issn.2095-6959.2021.04.034

View this article at: <http://dx.doi.org/10.3978/j.issn.2095-6959.2021.04.034>

双平面荧光成像技术在膝关节运动学研究中的应用

王黎平, 徐一宏 综述 徐卫东 审核

(海军军医大学长海医院关节骨病外科, 上海 200433)

[摘要] 膝关节运动学是运动医学的研究热点。双平面荧光成像技术(dual fluoroscopy imaging technique, DFIT)是一种使用X线测量关节运动的精确无创技术, 同时不受皮肤和软组织干扰, 对运动无干扰。DFIT近年来被广泛应用于研究膝关节前交叉韧带(anterior cruciate ligament, ACL)、后交叉韧带(posterior cruciate ligament, PCL)、半月板、髌股关节、胫股关节等结构损伤及术后的运动学改变。DFIT提供了精确的生物力学信息, 具有重要的临床意义和应用前景。

[关键词] 膝关节; 三维运动; 双平面荧光成像; 2D-3D注册; 6自由度

Application of dual fluoroscopy imaging technique in knee kinematics

WANG Liping, XU Yihong, XU Weidong

(Department of Osteoarthropathy Surgery, Changhai Hospital, Naval Medical University, Shanghai 200433, China)

Abstract Knee kinematics is frequently discussed in sports medicine. Dual fluoroscopy imaging technique (DFIT) is an accurate, non-invasive technique for measuring joint motion using X-ray. Meanwhile, DFIT is free from interference of skin and soft tissue without interfering joint motion. Recently DFIT has been widely used in knee kinematic researches, including kinematic changes following injury or surgery of anterior cruciate ligament, posterior cruciate ligament, meniscus, patellofemoral joint and tibiofemoral joint. DFIT provides accurate biomechanical information and has important clinical significance and application prospect.

Keywords knee; three-dimensional motion; dual fluoroscopy imaging technique; 2D to 3D registration; 6 degree of freedom

膝关节是全身结构最复杂的关节。膝关节损伤或手术导致的细微的运动学改变, 长期积累将引起创伤性膝关节炎发生率升高^[1]。研究膝关节运动学改变对于理解膝关节疾病发病机制、提高手术技巧、评估手术效果、改进假体设计、实施术

后康复等具有重要意义^[2]。

精确测量膝关节三维运动一直是运动医学研究中的重点和难点。目前测量膝关节三维运动的主要方法包括光学运动追踪法^[3]、单平面荧光成像法^[4]、X线立体成像分析(radiostereometric analysis,

收稿日期 (Date of reception): 2020-12-04

通信作者 (Corresponding author): 徐卫东, Email: xuwdsanghai@126.com

基金项目 (Foundation item): 上海市体育科技“备战攻关”项目 (20J017)。This work was supported by Shanghai Municipality Sport and Science “Preparation and Settlement” Project, China (20J017).

RSA)^[5]和动态CT^[6]/MRI法^[7]。但是, 这些方法仍存在各自的不足之处。光学运动追踪法使用的皮肤标志物和骨关节之间存在相对位移, 对膝关节运动存在干扰, 不能精确反映膝关节的运动特征。单平面荧光成像法在垂直于取像平面的关节运动方向上测量误差较大。RSA为有创技术, 需在受试者膝关节植入金属球, 给受试者带来风险和不适。动态CT/MRI法运动空间狭小, 不适用于高速运动或负重运动, 难以广泛应用。综上所述, 以上方法均不能实现对复杂膝关节运动的精确无创测量。

双平面荧光成像技术是近年来逐渐发展起来的运动学研究方法。DFIT具有非侵入性、不受皮肤和软组织干扰、对运动无干扰等特点, 可精确无创地测量复杂膝关节运动^[8]。DFIT的原理是主要是模型-图像配准技术, 一般包括以下4个步骤: 1)采用连续的膝关节CT/MRI扫描图像, 在建模软件(如Mimics, Amira)中建立骨骼三维模型。2)DFIT通过相互配对的2个荧光发生器及2个荧光接收器建立取像区域, 膝关节在取像区域内运动时, DFIT可直接实时捕捉膝关节二维动态X线透视图像。3)在三维建模软件(如Rhino)中建立虚拟透视关系, 在虚拟成像空间中改变膝关节三维模型的位置和角度, 使模型所成的数字化重建影像与二维膝关节图像骨皮质轮廓重合, 即实现2D-3D注册(2D to 3D registration)。4)定义股骨、胫骨、髌骨局部坐标系, 基于膝关节模型在空间的相对位置, 通过测量局部坐标系之间的位置关系, 获取膝关节6自由度(6 degree of freedom, 6DOF)运动(胫骨相对于股骨在上下、前后、内外6个方向上的平移和旋转运动)参数或其他所需运动学参数。DFIT已被用于研究拟静态下蹲、坐姿起立、步行、跑步、跳跃和上下楼梯等膝关节运动类型,

研究对象包括胫骨关节、髌股关节、假体关节、韧带以及关节软骨。本文试探讨DFIT的技术优缺点及技术创新, 综述DFIT在膝关节各部位损伤及术后运动学改变中的应用, 并展望DFIT未来在该领域的应用前景。

1 DFIT 测量膝关节三维运动学的优缺点及技术创新

1.1 DFIT 测量膝关节三维运动的优点

DFIT可直接观察膝关节骨骼运动, 和常用的光学追踪技术相比, 不需要在受试者皮肤上黏贴标志物, 不受皮肤和软组织形变影响, 且对运动无干扰^[8-9]。与RSA法相比, DFIT为无创研究, 不需要在受试者膝关节周围植入金属球, 无感染、骨折等风险。诸多文献报道了DFIT测量膝关节不同结构运动的精确性(表1)。从表1可知, DFIT测量胫股关节、髌股关节、TKA假体、UKA假体、关节软骨等膝关节不同结构的三维运动均具有较高的精确性。DFIT不受皮肤、软组织误差影响、对运动无干扰、无创等优点使其在精确测量复杂膝关节运动的同时, 避免了给受试者带来风险及产生伦理问题。DFIT的精确性对于研究膝关节运动学具有重要的意义。DFIT有助于研究膝关节正常运动特征, 深层次探讨关节损伤的潜在风险因素^[8]。膝关节损伤或手术后早期的运动改变通常是极细微的。DFIT可发现膝关节损伤或术后早期异常的6DOF运动改变, 有助于早期干预和防范KOA发生。DFIT可准确测量亚毫米级的膝关节韧带长度变化以及软骨接触运动, 提供更为精细的运动学信息, 为提高膝关节手术技巧、改进假体设计和制订术后康复计划等提供参考和依据。

表1 DFIT测量膝关节不同结构运动的精确性

Table 1 Accuracy of DFIT in measuring motion of different knee structures

膝关节结构	平移误差/mm	旋转误差/°	接触面积误差/%
胫股关节 ^[10]	≤0.7 ± 0.2	≤0.9 ± 0.3	—
髌股关节 ^[11]	≤0.37	≤1.46	—
全膝关节置换术组件 ^[12]	≤0.33	≤0.65	—
膝关节单髁置换术组件 ^[13]	0.18 ± 0.29	0.39 ± 0.66	—
软骨 ^[14]			—
内侧间室	—	—	8.4
外侧间室	—	—	4.4

1.2 DFIT 测量膝关节三维运动的局限性

需要指出的是,应用DFIT测量膝关节三维运动具有一定的局限性。DFIT的取像空间有限,受试者进行大范围膝关节运动(如跳跃、上下楼梯)时,膝关节可能移出取像空间,造成目标信息缺失,导致2D-3D注册精度下降。研究步行、跑步等运动时,受试者常在跑步机上运动,使其膝关节在运动过程中处于取像空间内。然而,有研究指出,膝关节跑步机运动与日常平地运动存在差异^[15-16]。DFIT使用X线测量膝关节运动,具有一定辐射性,但其辐射性相对较低。DFIT辐射剂量为1.163 mRem/min^[17],在一次试验中受试者受到的最大辐射量为0.21 mSv^[18],大致相当于一次常规CT辐射剂量的十分之一。此外,DFIT技术较复杂,学习曲线较长,设备较少,限制了其推广应用。

1.3 DFI 在膝关节运动学研究中的技术创新

近年来,针对DFIT的局限性,研究者从多方面进行了技术创新。有研究者利用统计形状模型(statistical shape models, SSM)代替通过CT二维图像建立的三维骨骼模型,以研究膝关节运动。Smoger等^[19]利用50个受试者的髌骨建立SSM,测量TKA术后髌股关节运动,其三维测量精度为(0.45±0.07) mm。SSM减少了膝关节建模成本,具有一定精确性,但需提前针对特定人群建立,不能广泛推广应用。Guan等^[12]开发了一种通过计算机控制的移动DFI设备,通过光学追踪受试者身上黏贴的标志物计算受试者运动速度,控制成像设备和受试者膝关节同步运动,实现膝关节地面运动成像。移动DFIT初步部分解决了常规DFIT取像空间狭小的问题,可研究地面步行运动,但尚未应用于跑步、跳跃等运动。Englander等^[20]设计了一种自动2D-3D注册算法,定位骨骼的三维表面模型,使其投射到X线透视图像上的模型顶点和对应的近邻X线图像边缘点之间的距离最小化。自动2D-3D注册算法通过手动配准MRI模型提供初始条件,迭代地应用膝关节6DOF参数组合在三维空间中移动模型,直至实现完全匹配。该算法可将每张图像平均匹配时间降低到10 s以下,误差不超过75 μm。然而,自动注册算法在减少了研究时间的同时也增加了技术复杂性,延长了学习曲线。

2 DFI 在膝关节运动学研究中的应用

2.1 DFIT 在 ACL 损伤及 ACL 重建术后膝关节运动学研究中的应用

ACL损伤后,下蹲时胫骨前移增加约3 mm,

内旋增加约2°^[21],步行时支撑期膝关节屈曲程度更大,胫骨前移增加^[22]。软骨接触最大形变位置向后外侧偏移,接触区面积减小,软骨厚度较薄,软骨形变程度增大^[23]。ACL损伤后无症状患者步行和跑步时胫骨前移增加,跑步时股骨外侧髁软骨接触点前移^[24]。这些研究表明,ACL损伤后,异常的胫股关节运动可导致软骨接触位置改变,从而引起软骨退变。ACL损伤后,即使未出现膝关节不稳定症状,依然存在膝关节胫骨前移以及软骨接触路径的异常改变。

ACL重建不能恢复正常的膝关节运动。ACL重建术后5月,步行着地时术侧膝关节屈曲程度明显小于健侧(20.9° vs 28.4°, $P < 0.05$),外旋(12.2° vs 6.5°, $P < 0.05$)和内移(3.8 mm vs 2.3 mm, $P < 0.009$)增大^[25]。ACL重建术后的运动异常随时间变化,术后12个月,步行着地时术侧膝关节屈曲增加,外旋和内移减小^[25]。ACL重建仅能恢复部分软骨接触生物力学,ACL损伤导致的软骨接触位置偏移和软骨形变程度增大仍然存在^[26]。ACL重建术后软骨接触运动同样与时间相关。术后6个月软骨接触运动无明显改变,但ACL术后36个月与ACL术前健侧膝关节、重建术后6个月的膝关节软骨接触位置不同。ACL术后6个月软骨接触运动与术后36个月软骨异常运动相关^[27]。Li等^[28]报道ACL术后6个月软骨接触轴内旋增大与术后36个月膝关节软骨生化成分改变相关。这些研究提示ACL术后36个月软骨接触运动尚未恢复正常,ACL术后6个月软骨接触轴内旋有望作为ACL重建后膝关节早期软骨生化成分改变的预测标志物。

DFIT也被用于研究不同手术方式对于膝关节运动的影响。Tang等^[29]比较了ACL解剖重建与非解剖重建后跑步足跟着地后PCL长度变化。结果显示,ACL解剖重建组PCL长度变化与正常膝关节类似,前外侧束长度轻微减小,而后内侧束长度显著减小。ACL非解剖重建后,PCL动态长度变化明显增大。因此,ACL解剖重建更能适应高需求高负荷运动。

2.2 DFIT 在 PCL 损伤及 PCL 重建术后膝关节运动学研究中的应用

PCL损伤后,膝关节屈曲90°~120°时,髌骨屈曲角增加10.7°,髌骨外移、倾斜、外旋分别减少1.9 mm、2.7°、1.8°。膝关节屈曲75°~120°时,髌股关节软骨接触点向远端和内侧分别平移3.3 mm和2.7 mm^[30]。PCL损伤后,膝关节内侧间室胫骨平台软骨最大形变位置偏向前方和中间,最大形变程

度增加^[31]。PCL损伤后异常的髌股关节运动可能是髌股关节软骨退变的原因。PCL损伤后,在膝关节0°~60°的范围内进行康复训练可能是安全的,应避免深蹲,以免过度干扰髌股关节软骨接触运动。

PCL重建不能完全恢复正常的膝关节运动。PCL重建后,膝关节屈曲时胫骨前后位移恢复正常,但外移增加,屈曲75°~120°时髌骨异常旋转和倾斜仍然存在^[32]。目前尚无利用DFIT研究PCL重建术后软骨接触运动的相关研究报道。

有研究^[33]使用DFIT分析了PCL重建术中不同的股骨隧道位置对于膝关节运动时PCL长度变化的影响,结果显示PCL等长重建股骨止点位置处于解剖止点近端。等长PCL重建将导致非生理性的PCL长度变化,在膝关节低屈曲位(0°~60°)时PCL过紧,而在膝关节高屈曲位(60°~120°)时PCL过松。PCL异常的长度变化可能是PCL重建失败以及术后关节软骨退变的原因^[34]。因此,PCL重建时应避免将股骨骨道定位于股骨近端。

2.3 DFIT 在半月板损伤及术后膝关节运动学研究中的应用

近年来,有研究^[35]使用DFIT探讨半月板损伤及半月板切除术对膝关节运动学的影响。内侧半月板撕裂者,ACL重建24个月后跑步时胫骨前移增加2.2 mm,而半月板无损伤者未见明显异常。内侧半月板切除术后,内侧间室软骨接触点无明显移位;外侧半月板切除后,外侧间室软骨接触面积增大,软骨接触路径外移^[36]。这些研究结果表明,内侧半月板损伤可能影响ACL重建手术效果。外侧半月板切除术后软骨接触路径外移可能使外侧间室正常的软骨负重区承受异常的高负荷,相较于内侧半月板切除术对膝关节软骨退变影响更大,手术疗效较差。DFIT揭示了半月板对于膝关节运动的重要意义,但目前该领域相关报道较少。

2.4 DFIT 在髌股关节运动学研究中的应用

Thomeer等^[18]报道,健康人的髌股关节平移、髌骨屈曲角与膝关节屈曲角强相关($r^2 \geq 0.71$),髌骨旋转,髌骨侧倾与膝关节屈曲角弱相关($r^2 \leq 0.45$)。步行时,髌骨最明显的旋转运动是屈伸(最大50.5°),最大内旋外旋角为3.8°,最大内倾外倾角为4.5°^[37]。Esfandiarpour等^[17]报道:髌股关节疼痛患者和健康对照组相比,膝关节伸直时,髌骨明显外倾(11.77°±7.58° vs 0.86°±4.90°)和上移[(17.49±8.44) mm vs (9.47±6.16) mm],膝关节屈曲

时,髌骨上下位移也增大($P < 0.031$)^[17]。Gustafson等^[38]使用DFIT结合离散元分析算法比较了髌股关节炎患者与对照组的髌股关节应力分布,发现髌股关节炎患者步行早期出现外侧髌股间室关节负荷显著增加(51% vs 17%)。

Kernkamp等^[39]使用DFIT研究了内侧髌股韧带(medial patellofemoral ligament MPFL)的长度变化模式,结果显示:MPFL在膝关节伸直时最紧张,屈曲0°~30°时长度减小,屈曲30°~110°保持等长。MPFL等长重建股骨钻孔点位于解剖附着点后侧和近端,在膝关节屈曲时长度变化为4%。因此,MPFL损伤时应进行MPFL解剖重建,MPFL等长重建不能恢复韧带生理性长度变化,可能导致髌股关节异常运动和髌股关节炎。

以上研究进一步增加了我们对于髌股关节运动的理解,深化了对髌股关节疼痛、髌股关节炎等疾病的临床表现、手术方法的认识,对于早期诊断髌股关节疾病,并采取特定的干预措施具有重要的意义。目前应用DFIT研究髌股关节运动的报道较少,髌股关节软骨接触运动、髌股关节应力分布以及髌股关节置换术后运动学改变值得进一步深入研究。

2.5 DFIT 在胫股关节炎及膝关节置换术后膝关节运动学研究中的应用

Farrokhi等^[40]报道:与健康人相比,膝关节骨性关节炎(knee osteoarthritis KOA)患者步行时内外侧间室软骨接触点偏移增大($P < 0.05$),冠状面内翻增加($P < 0.01$),且两者呈线性相关($P < 0.04$)。研究者进一步比较了伴随膝关节不稳症状的KOA(不稳组)、无膝关节不稳症状的KOA(稳定组)及健康对照组的膝关节运动差异,结果显示:稳定组在矢状面运动变异度降低($P = 0.04$),不稳组在矢状面运动变异度增加($P < 0.001$),软骨接触运动变异度增加($P = 0.03$)^[41]。不稳组步行时软骨接触路径增长,软骨接触点移动速率增大^[42]。膝关节不稳KOA患者的异常软骨接触运动解释了其关节不稳症状,可能导致其KOA进展的风险增加。然而,目前这些研究尚处于初级阶段,尚需进一步研究阐明不同亚型的KOA之间的运动学差异及其与KOA发生和进展之间的联系。

DFIT也被用于测量膝关节置换术后假体运动。这些研究结果表明假体类型对其运动有影响。步行足跟着地到对侧组跟着地期间,后方稳定型TKA(posterior-stabilized total knee arthroplasty, PS-TKA)假体胫骨组件向前平移^[43],

交叉韧带保留型TKA(cruciate-retained total knee arthroplasty, CR-TKA)假体胫骨组件先向后平移, 然后向前平移^[44], PS-TKA胫股关节上下平移大于CR-TKA(13 mm vs 2 mm)^[43]。膝关节置换术后, 患者膝关节运动并未恢复正常。Yue等^[45]报道, CR-TKA置换术后, 膝关节屈曲0°~150°时, 胫骨内旋和股骨后移均显著减小。Wang等^[46]探讨了CR-TKA术后股骨后髁偏心距(posterior condylar offset, PCO)变化。结果显示: 术后PCO(31.1±5.1 mm)大于术前(28.5±4.5 mm, $P<0.05$), 术后PCO增加与膝关节最大屈曲角($r=0.74$)以及PCL伸长增加($r=0.64$)有关。双交叉韧带稳定型TKA(bicruciate-stabilized total knee arthroplasty, BCS-TKA)术后双侧膝关节运动不对称, 术侧膝关节屈曲、内旋显著增大, 内收减小^[47], 女性胫骨前后平移不对称程度较男性更高($P<0.05$)^[48]。

尽管有研究^[49]报道BCS-TKA在膝关节高屈曲负重活动中假体整体前移较小, 具有更好的稳定性, 适用于运动活跃的患者。然而, BCS-TKA并不能恢复膝关节剧烈活动时的正常运动。在弓步下蹲、上台阶、坐-起等运动中, BCS-TKA股骨组件外侧髁位移靠近前方, 外旋减小^[50]。

对于TKA假体运动的研究, 可为选择合适的假体类型、改进假体设计、减小假体磨损、延长假体寿命并提高TKA手术效果及成功率提供有用的运动学信息。但目前该领域研究数量较少, 且并无UKA假体运动相关研究报道。

3 结语

DFIT用于测量膝关节三维运动, 具有不受软组织和皮肤干扰、对运动无干扰、精确、可靠、无创等特点, 可精确测量复杂的膝关节运动, 同时也具有一定局限性。DFIT在可变形统计模型、可移动成像及自动2D-3D注册等方面有所创新。DFIT目前已广泛应用于ACL、PCL、半月板、髌股关节及胫股关节损伤及术后膝关节运动学改变研究。

在技术创新方面, 未来DFIT在技术上可在保持精确性的同时, 进一步朝着增大取像空间、降低技术复杂性和减小辐射剂量的方向发展, 从而更加安全、方便、快捷地研究更大范围的膝关节运动。在研究内容上, 目前DFIT在半月板形变和运动、髌股关节软骨接触运动、UKA术后膝关节运动学改变等相关领域存在研究空白, 值得进一步探讨。DFIT可结合MRI, 对膝关节运

动力学改变与软骨退变的关系, 软骨退变机制和特点进行深入分析, 以阐明膝关节损伤或手术导致KOA发生和进展的原因。DFIT还有望结合Opensim等^[51]体肌肉骨骼仿真软件或有限元分析方法, 研究与膝关节运动学异常相关肌肉力量变化和关节压力分布, 获得更加丰富的膝关节生物力学信息, 为提高手术技巧、制定膝关节术后康复措施等提供依据。

参考文献

1. Tashman S, Araki D. Effects of anterior cruciate ligament reconstruction on in vivo, dynamic knee function[J]. *Clin Sports Med*, 2013, 32(1): 47-59.
2. Hughes JD, Rauer T, Gibbs CM, et al. Diagnosis and treatment of rotatory knee instability[J]. *J Exp Orthop*, 2019, 6(1): 48.
3. 郝朋, 杨柳, 何锐, 等. 人工单髁关节置换术后步态及临床疗效分析[J]. *中国修复重建外科杂志*, 2020, 34(11): 1369-1375.
HAO Peng, YANG Liu, HE Rui, et al. Analysis of gait and effectiveness after unicompartmental knee arthroplasty[J]. *Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery*, 2020, 34(11): 1369-1375.
4. Nicolet-Petersen S, Saiz A, Shelton T, et al. Kinematically aligned TKA restores physiological patellofemoral biomechanics in the sagittal plane during a deep knee bend[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2020, 28(5): 1497-1507.
5. Cardinale U, Bragonzoni L, Bontempi M, et al. Knee kinematics after cruciate retaining highly congruent mobile bearing total knee arthroplasty: An in vivo dynamic RSA study[J]. *Knee*, 2020, 27(2): 341-347.
6. Tanaka MJ, Elias JJ, Williams AA, et al. Characterization of patellar maltracking using dynamic kinematic CT imaging in patients with patellar instability[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2016, 24(11): 3634-3641.
7. Burke CJ, Kaplan D, Block T, et al. Clinical utility of continuous radial magnetic resonance imaging acquisition at 3T in real-time patellofemoral kinematic assessment: a feasibility study[J]. *Arthroscopy*, 2018, 34(3): 726-733.
8. 张翠, 汤运启, 王少白, 等. 双平面正交荧光透视成像系统在运动医学领域中的应用研究进展[J]. *中国运动医学杂志*, 2019, 38(8): 717-725.
ZHANG Cui, TANG Yunqi, WANG Shaobai, et al. Application research progress of biplanar orthogonal fluoroscopic imaging system in the field of sports medicine[J]. *Chinese Journal of Sports Medicine*, 2019, 38(8): 717-725.
9. Ackland DC, Keynejad F, Pandy MG. Future trends in the use of X-ray

- fluoroscopy for the measurement and modelling of joint motion[J]. *Proc Inst Mech Eng H*, 2011, 225(12): 1136-1148.
10. Anderst W, Zuel R, Bishop J, et al. Validation of three-dimensional model-based tibiofemoral tracking during running[J]. *Med Eng Phys*, 2009, 31(1): 10-16.
 11. Gray HA, Guan S, Pandey MG. Accuracy of mobile biplane X-ray imaging in measuring 6-degree-of-freedom patellofemoral kinematics during overground gait[J]. *J Biomech*, 2017, 57: 152-156.
 12. Guan S, Gray HA, Keynejad F, et al. Mobile biplane X-ray imaging system for measuring 3D dynamic joint motion during overground gait[J]. *IEEE Trans Med Imaging*, 2016, 35(1): 326-336.
 13. Tsai TY, Dimitriou D, Hosseini A, et al. Assessment of accuracy and precision of 3D reconstruction of unicompartmental knee arthroplasty in upright position using biplanar radiography[J]. *Med Eng Phys*, 2016, 38(7): 633-638.
 14. Thorhauer E, Tashman S. Validation of a method for combining biplanar radiography and magnetic resonance imaging to estimate knee cartilage contact[J]. *Med Eng Phys*, 2015, 37(10): 937-947.
 15. Hutchinson LA, De Asha AR, Rainbow MJ, et al. A comparison of centre of pressure behavior and ground reaction force magnitudes when individuals walk overground and on an instrumented treadmill[J]. *Gait Posture*, 2021, 83: 174-176.
 16. Yao J, Guo N, Xiao Y, et al. Lower limb joint motion and muscle force in treadmill and over-ground exercise[J]. *Biomed Eng Online*, 2019, 18(1): 89.
 17. Esfandiarpour F, Lebrun C M, Dhillon S, et al. In-vivo patellar tracking in individuals with patellofemoral pain and healthy individuals[J]. *J Orthop Res*, 2018, 36(8): 2193-2201.
 18. Thomeer L, Guan S, Gray H, et al. Six-degree-of-freedom tibiofemoral and patellofemoral joint motion during activities of daily living[J]. *Ann Biomed Eng*, 2021, 49(4): 1183-1198.
 19. Smoger LM, Shelburne KB, Cyr AJ, et al. Statistical shape modeling predicts patellar bone geometry to enable stereo-radiographic kinematic tracking[J]. *J Biomech*, 2017, 58: 187-194.
 20. Englander ZA, Martin JT, Ganapathy PK, et al. Automatic registration of MRI-based joint models to high-speed biplanar radiographs for precise quantification of in vivo anterior cruciate ligament deformation during gait[J]. *J Biomech*, 2018, 81: 36-44.
 21. Defrate LE, Papannagari R, Gill TJ, et al. The 6 degrees of freedom kinematics of the knee after anterior cruciate ligament deficiency: an in vivo imaging analysis[J]. *Am J Sports Med*, 2006, 34(8): 1240-1246.
 22. Chen CH, Li JS, Hosseini A, et al. Anteroposterior stability of the knee during the stance phase of gait after anterior cruciate ligament deficiency[J]. *Gait Posture*, 2012, 35(3): 467-471.
 23. Van de Velde SK, Bingham JT, Hosseini A, et al. Increased tibiofemoral cartilage contact deformation in patients with anterior cruciate ligament deficiency[J]. *Arthritis Rheum* 2009, 60(12): 3693-3702.
 24. Yang C, Tashiro Y, Lynch A, et al. Kinematics and arthrokinematics in the chronic ACL-deficient knee are altered even in the absence of instability symptoms[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2018, 26(5): 1406-1413.
 25. Hofbauer M, Thorhauer ED, Abebe E, et al. Altered tibiofemoral kinematics in the affected knee and compensatory changes in the contralateral knee after anterior cruciate ligament reconstruction[J]. *Am J Sports Med*, 2014, 42(11): 2715-2721.
 26. Hosseini A, Van de Velde S, Gill TJ, et al. Tibiofemoral cartilage contact biomechanics in patients after reconstruction of a ruptured anterior cruciate ligament[J]. *J Orthop Res*, 2012, 30(11): 1781-1788.
 27. Lin L, Li JS, Kernkamp WA, et al. Postoperative time dependent tibiofemoral articular cartilage contact kinematics during step-up after ACL reconstruction[J]. *J Biomech*, 2016, 49(14): 3509-3515.
 28. Li G, Li JS, Torriani M, et al. Short-term contact kinematic changes and longer-term biochemical changes in the cartilage after ACL reconstruction: a pilot study[J]. *Ann Biomed Eng*, 2018, 46(11): 1797-1805.
 29. Tang J, Thorhauer E, Bowman K, et al. In vivo posterior cruciate ligament elongation in running activity after anatomic and non-anatomic anterior cruciate ligament reconstruction[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2017, 25(4): 1177-1183.
 30. Van de Velde SK, Gill TJ, et al. Dual fluoroscopic analysis of the posterior cruciate ligament-deficient patellofemoral joint during lunge[J]. *Med Sci Sports Exerc*, 2009, 41(6): 1198-1205.
 31. Van de Velde SK, Bingham JT, Gill TJ, et al. Analysis of tibiofemoral cartilage deformation in the posterior cruciate ligament-deficient knee[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2009, 91(1): 167-175.
 32. Gill TJ, Van de Velde SK, Wing DW, et al. Tibiofemoral and patellofemoral kinematics after reconstruction of an isolated posterior cruciate ligament injury: in vivo analysis during lunge[J]. *Am J Sports Med*, 2009, 37(12): 2377-2385.
 33. Kernkamp WA, Jens AJT, Varady NH, et al. Anatomic is better than isometric posterior cruciate ligament tunnel placement based upon in vivo simulation[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2019, 27(8): 2440-2449.
 34. von Eisenhart-Rothe R, Lenze U, Hinterwimmer S, et al. Tibiofemoral and patellofemoral joint 3D-kinematics in patients with posterior cruciate ligament deficiency compared to healthy volunteers[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2012, 13: 231.
 35. Akpinar B, Thorhauer E, Irrgang JJ, et al. Alteration of Knee Kinematics After Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction Is Dependent on Associated Meniscal Injury[J]. *Am J Sports Med*, 2018, 46(5): 1158-1165.
 36. Zheng L, Carey R, Thorhauer E, et al. In vivo tibiofemoral skeletal

- kinematics and cartilage contact arthrokinematics during decline walking after isolated meniscectomy[J]. *Med Eng Phys*, 2018, 51: 41-48.
37. Gray HA, Guan S, Thomeer LT, et al. Three-dimensional motion of the knee-joint complex during normal walking revealed by mobile biplane x-ray imaging[J]. *J Orthop Res*, 2019, 37(3): 615-630.
38. Gustafson JA, Elias JJ, Fitzgerald GK, et al. Combining advanced computational and imaging techniques as a quantitative tool to estimate patellofemoral joint stress during downhill gait: a feasibility study[J]. *Gait Posture*, 2020, 84: 31-37.
39. Kernkamp WA, Wang C, Li C, et al. The medial patellofemoral ligament is a dynamic and anisometric structure: an in vivo study on length changes and isometry[J]. *Am J Sports Med*, 2019, 47(7): 1645-1653.
40. Farrokhi S, Voycheck CA, Gustafson JA, et al. Knee joint contact mechanics during downhill gait and its relationship with varus/valgus motion and muscle strength in patients with knee osteoarthritis[J]. *Knee*, 2016, 23(1): 49-56.
41. Gustafson JA, Robinson ME, Fitzgerald GK, et al. Knee motion variability in patients with knee osteoarthritis: The effect of self-reported instability[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2015, 30(5): 475-480.
42. Farrokhi S, Voycheck CA, Klatt BA, et al. Altered tibiofemoral joint contact mechanics and kinematics in patients with knee osteoarthritis and episodic complaints of joint instability[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2014, 29(6): 629-635.
43. Guan S, Gray HA, Schache AG, et al. In vivo six-degree-of-freedom knee-joint kinematics in overground and treadmill walking following total knee arthroplasty[J]. *J Orthop Res*, 2017, 35(8): 1634-1643.
44. Kozanek M, Hosseini A, Liu F, et al. Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait[J]. *J Biomech*, 2009, 42(12): 1877-1884.
45. Yue B, Varadarajan KM, Moynihan AL, et al. Kinematics of medial osteo-arthritic knees before and after posterior cruciate ligament retaining total knee arthro-plasty[J]. *J Orthop Res*, 2011, 29(1): 40-46.
46. Wang W, Yue B, Wang J, et al. Posterior condyle offset and maximum knee flexion following a cruciate retaining total knee arthroplasty[J]. *J Knee Surg*, 2019, 32(2): 146-152.
47. Arauz P, Peng Y, Kwon YM. Knee motion symmetry was not restored in patients with unilateral bi-cruciate retaining total knee arthroplasty- in vivo three-dimensional kinematic analysis[J]. *Int Orthop*, 2018, 42(12): 2817-2823.
48. Hennessy D, Arauz P, Klemm C, et al. Gender influences gait asymmetry following bicruciate-retaining total knee arthroplasty[J]. *J Knee Surg*, 2020, 33(6): 582-588.
49. Kono K, Inui H, Tomita T, et al. Bicruciate-stabilised total knee arthroplasty provides good functional stability during high-flexion weight-bearing activities[J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2019, 27(7): 2096-2103.
50. Arauz P, Klemm C, Limmahakhun S, et al. Stair climbing and high knee flexion activities in bi-cruciate retaining total knee arthroplasty: in vivo kinematics and articular contact analysis[J]. *J Arthroplasty*, 2019, 34(3): 570-576.
51. Navacchia A, Kefala V, Shelburne KB. Dependence of muscle moment arms on in vivo three-dimensional kinematics of the knee[J]. *Ann Biomed Eng*, 2017, 45(3): 789-798.

本文引用: 王黎平, 徐一宏, 徐卫东. 双平面荧光成像技术在膝关节运动学研究中的应用[J]. *临床与病理杂志*, 2021, 41(4): 948-954. doi: 10.3978/j.issn.2095-6959.2021.04.034

Cite this article as: WANG Liping, XU Yihong, XU Weidong. Application of dual fluoroscopy imaging technique in knee kinematics[J]. *Journal of Clinical and Pathological Research*, 2021, 41(4): 948-954. doi: 10.3978/j.issn.2095-6959.2021.04.034