

文章编号: 1004-7220(2021)04-0664-07

# 正常髌股关节在体运动学研究回顾

余诗畦<sup>1,2</sup>, 蔡宗远<sup>1,2,3</sup>

(1.上海交通大学医学院附属第九人民医院 骨科, 上海 200011; 2.上海交通大学 生物医学工程学院, 上海 200030;  
3.上海交通大学 数字医学临床转化教育部工程研究中心, 上海 200030)

**摘要:**髌骨轨迹不良被认为是引起髌股疼痛综合征的主要病理生理机制之一。本文回顾迄今已发表的正常髌股关节运动分析结果,介绍正常髌股关节在不同功能活动下的6自由度运动动态特征。髌骨内外移位、翻转、前后移位以及屈曲在不同的功能运动中都存在较为统一的运动模式。然而,不同测量方法限制了研究之间的深入比较。今后广泛运用动态磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)或/和双平面正交荧光透视成像系统(dual fluoroscopic imaging system, DFIS),规范坐标系的建立或骨性形态参数的定义与使用,并增加实验的样本量,将有助于明确在体髌股关节6自由度运动的特征,完善对髌股关节动态功能的临床评价依据。

**关键词:**髌骨关节; 髌骨轨迹; 功能运动

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2021.04.025

## Systematic Review on Studies of *in vivo* Patellofemoral Joint Kinematics

YU Shiqi<sup>1,2</sup>, TSAI Tsungyuan<sup>1,2,3</sup>

(1. Department of Orthopaedic Surgery, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200030, China; 2. School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200011, China; 3. Engineering Research Center of Digital Medicine and Clinical Translation, Ministry of Education, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China)

**Abstract:** Patellar tracking disorder is recognized as one of the major causes of the pathophysiological mechanism in patellofemoral pain syndrome. This paper reviewed the results of patellofemoral kinematic analyses and summarized the motion characteristics of six-degrees-of-freedom (6DOF) of patellofemoral joints under different functional activities. Patella has a relatively unified trend in lateral, anterior and posterior translation, tilt and flexion. However, different measurements limit an in-depth comparison between studies. In the future, widely applying magnetic resonance (MRI) or/and dual fluoroscopic imaging system (DFIS), standardizing the establishment of coordinate system or definition and use of morphological parameters, and increasing sample size will contribute to explicating the 6DOF motion characteristics of patellofemoral joints *in vivo* and improve the clinical evaluation on kinematic function of patellofemoral joints.

**Key words:** patellofemoral joint; patellar tracking; functional activity

收稿日期: 2020-09-17; 修回日期: 2020-10-16

基金项目: 国家自然科学基金项目(31972924, 31771017), 科技部国家重点研发计划(2017YFC0110700, 2019YFC0120600), 上海交通大学医工(理)交叉基金(ZH2018QNA06, YG2017MS09)

通信作者: 蔡宗远, 副教授, E-mail: tytsai@sjtu.edu.cn

髌股疼痛综合症 (patellofemoral pain, PFP) 是一种非常普遍的膝关节功能障碍,在普通人群中的发病率约为 25%,其主要表现为膝前部的弥漫性疼痛<sup>[1]</sup>。对于引起 PFP 的病理/生理机制,目前广泛接受的是髌骨相对于股骨的不正常运动,即髌骨轨迹不良<sup>[2]</sup>。髌骨轨迹不良提示髌股关节之间相互对位的力学机制改变,并可导致髌股关节疼痛与不稳定,以及关节软骨退变和髌股关节骨关节炎的发生<sup>[3-4]</sup>。虽然髌股关节的异常运动已被认为是导致髌股关节疼痛以及不稳的主要原因,临床上对于正常髌骨的运动轨迹尚无统一的定论<sup>[5-6]</sup>。

目前描述髌骨轨迹的参考系大体分为描述髌骨相对于股骨滑车的排列变化,即骨性形态参数法以及描述髌骨相对于某些膝关节固定轴的三维运动轨迹,由此得出髌骨轨迹 6 个自由度 (six-degree of freedom, 6DOF),包括髌骨倾斜、旋转、屈曲和移位,以及髌骨在前后和上下位移<sup>[7-8]</sup>。以往影像学技术仅能显示髌骨在某屈膝角度时的静态情况,对判断髌股关节的动态异常对位具有一定的局限性<sup>[9]</sup>。如今利用动态电子计算机断层扫描 (computed tomography, CT) 以及磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 能观察髌股关节运动,其中动态 MRI 较动态 CT 具有较高的分辨率,能获得更多髌股关节稳定结构 (内外侧支持带、股四头肌等) 的信息<sup>[10]</sup>;双平面正交荧光透视成像系统 (dual fluoroscopic imaging system, DFIS) 作为新型非侵入式骨骼运动分析系统,已经初步运用于动态三维追踪在体、负重功能为关节结构位置关系以及其 6DOF 运动<sup>[11]</sup>。

了解正常髌股关节运动学对临床上精准判断髌骨移动轨迹不良以及髌股疾患诊断及治疗方案选择都具有重要的临床意义<sup>[12-13]</sup>。本文回顾总结了过去使用 MRI 以及 DFIS 测量方法并设计负重功能运动来量化髌股关节运动动态轨迹以及关节骨性结构对位关系的论文,并分析测量结果的影响因子。

## 1 研究方法

在 PubMed 和 Google Scholar 数据库上根据关

键词“patellar tracking”“patellofemoral kinematics”“MRI”“dual fluoroscopic imaging system”“*in vivo*”“髌骨运动轨迹”和“髌股关节运动”检索发表于 2020 年 9 月之前的文献,作者通过对文献的阅读也进行了手动搜索,已检索符合要求的参考文献。

根据搜索标准对检索后的论文标题以及摘要进行评估,并通过入选及排除标准最终确认初次筛选的论文:① 对象为正常健康人群,② 实验设计为动态功能运动活动,③ 采用 MRI 以及/或者 DFIS,④ 至少坐标系建立和/或骨性形态参数描述髌骨运动轨迹。不符合入选标准的文献予以排除。通过对数据库的初步检索,得到了相应文献数量 16 259 篇;筛选重复文献后,文献数量为 5 240 篇,浏览文献标题以及摘要后,入选 25 篇;阅读全文后排除静态测量、无健康参照组、非临床试验、无股四头肌参与后,最终选取 9 篇论文<sup>[14-22]</sup> (见图 1、表 1)。由于文献<sup>[14, 16]</sup> 主要比较髌骨运动在髌骨关节脱位、髌前痛患者及正常人之间的差异,故本文也将其中正常人群髌骨 6DOF 或者相关骨性形态参数数据提取出来。

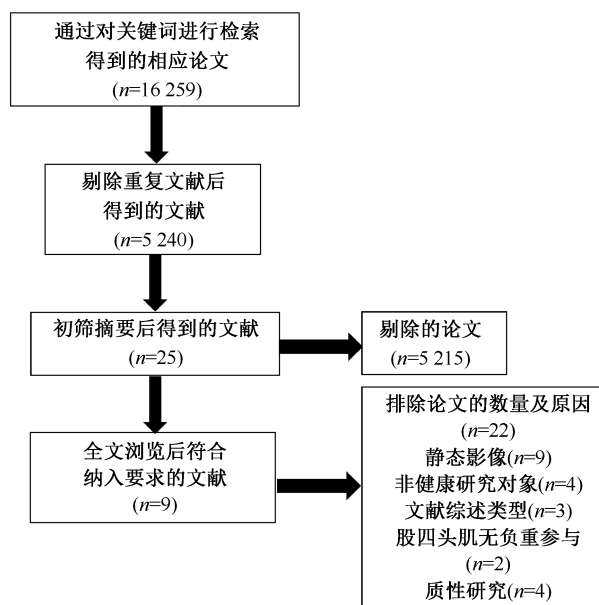


图 1 数据收集流程

Fig.1 Data collection process

表1 9篇文献综述研究内容汇总

Tab.1 Summary of selected nine literature

文献	研究对象/人 (F:女性;M:男性)	测试方法	测试动作	运动学变量
[14]	15(8F,7 M)	动态捕捉 MRI	腿屈伸:24°~0°	骨性形态参数
[15]	10(6F,4 M)	3.0T MRI/DFIS	弓箭步式下蹲:0°,24°,60°,...,129°	坐标系
[16]	20(7F,13 M)	1.5T MRI	连续腿部屈伸;152 N 阻力,-4°~60°	坐标系
[17]	8(4F,4 M)	3.0T MR/DFIS	弓箭步式下蹲;记录0°,24°,60°,...	骨性形态结构
[18]	10(4F,6 M)	1.5T MRI	模拟站立:127 N 阻力,-10°~60°	坐标系
[19]	12(12F)	1.5 T MRI	双侧膝关节伸展:15% 体质量阻力,45°~0°	骨性形态参数
[20]	15(15F)	0.5T 开放式 MRI	单腿蹲起:45°,24°,15°,0°	骨性形态参数
[21]	12(5F,7 M)	MRI/DFIS	上台阶(14 cm)	坐标系
[22]	20(12F,8 M)	0.5T 开放式配置 MRI 系统	受试者下蹲(约50°),同时倚靠倾斜5°的后滑框架	骨性形态结构

## 2 结果

### 2.1 参考系

所回顾的文献中常用的髌骨轨迹参考系包括固定坐标系,例如股骨固定坐标系<sup>[15,17,21]</sup>、股骨、髌骨固定的坐标系<sup>[15]</sup>,以及基于解剖结构的“骨性形态参数法”<sup>[14,19-20]</sup>。另外,3D模型配准也被用于记录髌骨轨迹变化<sup>[18]</sup>。文献<sup>[15,17,21]</sup>中建立了以股骨建立长轴以及股骨内上髁、外上髁连线(TEA轴)以及髌骨自身的3个轴线形成的参考系。Li等<sup>[15]</sup>选择胫骨作为参考点。Macintyre等<sup>[16]</sup>将股骨、髌骨以及胫骨分配正交参考系模型,用传统的关节参考系来描述髌骨相对于股骨的方向和位置的运动学变量。而Patel等<sup>[18]</sup>通过三维图像配准和坐标变换进行膝髌股关节相对运动分析。

在骨性形态参考点的选择以及定义上存在较大的差异性。Nha等<sup>[17]</sup>采用股骨髁前侧切线为参考,而文献<sup>[19-20]</sup>中利用髌骨的长轴与股骨后髁切线形成的夹角定义髌骨翻转角。文献<sup>[14,19-20]</sup>中利用二等分偏移角描述髌骨相对于股骨髁后侧切线的位移,以及髌骨相称角用来描述髌骨的翻转,且都以股骨髁前侧作为参考。髌骨中央化定义被Tennant等<sup>[22]</sup>用来描述髌骨的中央嵴相对于股骨前后轴的位移关系。文献<sup>[17,22]</sup>中均利用股骨髁前侧作为髌骨翻转角度的测量。目前,仍需要解决的问题是在何种情况下使用坐标系或骨性形态参考点更合适,如何统一规范坐标系的构建,以及有效定义骨性形态参数来减少个体化解剖差异的影响。

### 2.2 功能运动种类

所回顾的文献中涵盖了多种功能活动方式,包

括膝关节主动伸展<sup>[14]</sup>、弓箭步深度屈曲<sup>[15,17]</sup>、模拟站立<sup>[14,18-19]</sup>、单腿深蹲<sup>[20]</sup>、上下楼梯<sup>[21]</sup>以及深蹲<sup>[22]</sup>。Brossman等<sup>[14]</sup>设计了在运动触发MRI条件下产生的膝盖从24°到伸直的被动伸展;Li等<sup>[15]</sup>及Nha等<sup>[17]</sup>研究了弓箭步式下蹲时的髌骨轨迹,记录了从0°、24°、60°,随后15°的递增直到最大屈曲角度的相应髌骨运动;文献<sup>[16,18]</sup>中通过受试者仰卧时足部按压连接到内部系列圆柱形橡胶塞的脚踏板来模拟站立,活动度以及负重分别从-10°~60°(127 N)和-4°~60°(152 N);Powers等<sup>[19]</sup>则通过受试者俯身在定位装置上,在给予15%自身体质量阻力下进行45°腿弯曲到伸直动作;Souza等<sup>[20]</sup>测量受试者下蹲至50°后站立期间45°、24°、15°、0°膝屈曲的髌骨轨迹;而Tennant等<sup>[22]</sup>则设计了受试者背部倚靠在倾斜角度约5°的框架上做负重下蹲动作。虽然所选取的文献包含了多种动态功能活动,但是单一活动的样本量较少,无法得出髌骨是否在特定运动下存在统一的运动模式。由于各研究在描述髌骨轨迹时选定的描述方式多样,例如选取的较为代表性的膝关节特定屈曲角度以及范围,使得结果缺乏可比性,为了解决这一问题,今后应该讨论出统一研究数据的表达方式。

### 2.3 髌骨运动测量结果

**2.3.1 髌骨内外移位** 髌骨内外移位被定义为髌骨中心点在X轴(如股骨内外侧轴)的内外侧移动。大部分表现为在屈曲前期内移随后外移,到达深度屈曲角度后(75°~90°),髌骨变为内移;但是髌骨在屈曲前期由内移向外移的角度临界点有所不同<sup>[16,19,21]</sup>。Suzuki等<sup>[21]</sup>研究发现,在脚后跟触地时(膝关节最大屈曲50°),髌骨位于股骨外侧(5.1±

2.2) mm,并在 80% 上楼梯期间(膝关节屈曲至  $7.8^\circ$ ),髌骨持续内移幅度为 3.9 mm,随后直到腿完全伸直,髌骨持续向外侧移位并达到股骨外侧 ( $2.2 \pm 3.3$ ) mm。利用骨性参数,例如二等分角、髌骨侧向位移、髌骨相称角以及中央化均得出了相同的髌骨位移趋势。Tennant 等<sup>[22]</sup>研究表明,平均每  $5^\circ$  膝关节屈曲角度的增加会伴随着髌骨中央化,这一趋势也反映在髌骨相称角由内向内的位移结论中(见图 2)。

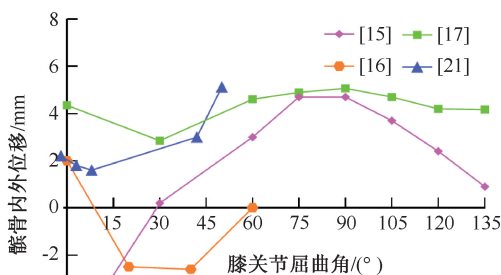


图 2 不同文献利用固定坐标系描述髌骨内外位移与膝关节屈曲角度对比(髌骨外移为正,内移为负)

Fig. 2 Comparison of the patellar internal (-) and external (+) translation with knee joint flexion angle by fixed coordinate system in different literature

**2.3.2 髌骨翻转** 髌骨翻转或倾斜定义为髌骨沿自身纵轴的旋转。多数文献得出髌骨在膝关节屈曲过程呈现从外翻转为内翻,同样,这种趋势的转化发生在不同屈曲角度<sup>[15-18]</sup>。Suzuki 等<sup>[21]</sup>研究发现,在脚后跟着地呈  $51.2^\circ$  屈曲时,髌骨处于  $2.6^\circ \pm 3.5^\circ$  的外翻;在前 20% 上台阶期间,髌骨翻转轻微外翻,随后开始内翻。髌骨翻转角度以及侧髌骨-股骨角度大致得出了髌骨总体内翻的趋势。利用后踝定义翻转角度,Souza 等<sup>[20]</sup>认为,髌骨翻转角度始终减小髌骨呈现外翻,但 Powers 等<sup>[19]</sup>却得到相反的结论(见图 3)。

**2.3.3 髌骨旋转** 髌骨旋转是指髌骨沿着自身前后轴的旋转。虽然文献得出髌骨总体外旋的趋势,但是 Li 等<sup>[15]</sup>研究表明,髌骨在  $0^\circ \sim 75^\circ$  内旋,随后  $75^\circ \sim 129^\circ$  外旋;Macintyre 等<sup>[16]</sup>研究认为, $0^\circ \sim 60^\circ$  髌骨始终外旋,该结果与 Patel<sup>[18]</sup>相反;Nha 等<sup>[17]</sup>研究发现,髌骨在  $0^\circ \sim 120^\circ$  外旋, $125^\circ \sim 129^\circ$  内旋;Suzuki

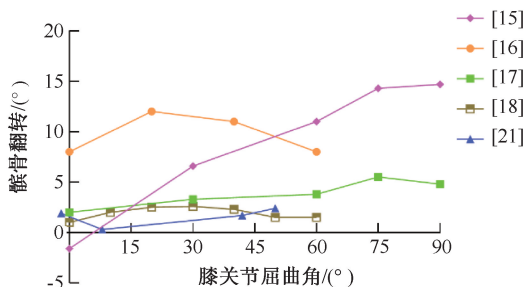


图 3 不同文献利用固定坐标系描述髌骨翻转趋势与膝关节屈曲角度对比(髌骨外翻为正,内翻为负)

Fig.3 Comparison of the patellar internal (-) and external (+) tilt with knee joint flexion angle by fixed coordinate system in different literature

等<sup>[14]</sup>得出在上台阶期间,髌骨内外旋相对稳定(约  $4^\circ$ ),并无明显特征(见图 4)。

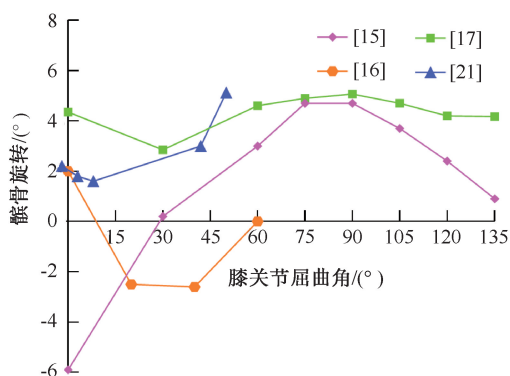


图 4 不同文献利用固定坐标系描述髌骨旋转与膝关节屈曲角度对比(髌骨外旋为正,内旋为负)

Fig. 4 Comparison of the patellar internal (-) and external (+) rotation with knee joint flexion angle by fixed coordinate system in different literature

**2.3.4 髌骨屈曲** 髌骨屈曲定义为髌骨沿着 X 轴的旋转。本文发现,髌骨屈曲随着膝关节屈曲,但在屈曲幅度上有所不同。在  $0^\circ \sim 60^\circ$  屈曲期间,髌骨屈曲角大概滞后于膝关节屈曲角  $8^\circ \sim 20^\circ$ <sup>[16,18,21]</sup>,但是在  $129^\circ$  深度屈曲下,文献[15,17]中得到的髌骨屈曲角分别为  $38.9^\circ \pm 28.2^\circ$ 、 $94.8^\circ$ (见图 5)。

**2.3.5 髌骨前后移位** 髌骨前后移位定义为髌骨沿自身前后轴的移动。髌骨总体表现后移。但 Macintyre 等<sup>[16]</sup>研究发现,髌骨在  $0^\circ \sim 20^\circ$  前移,随后在  $20^\circ \sim 60^\circ$  开始后移。Suzuki 等<sup>[21]</sup>得出在前 80% 上台阶期间,髌骨向前移位 13 mm,随后逐渐向后移位约 2 mm(见图 6)。

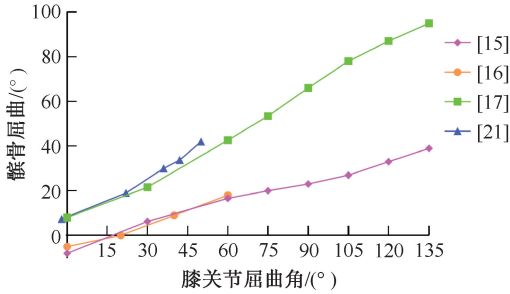


图5 不同文献利用固定坐标系描述髌骨屈曲与膝关节屈曲角度对比

Fig.5 Comparison of the patellar flexion with knee joint flexion angle by fixed coordinate system in different literature

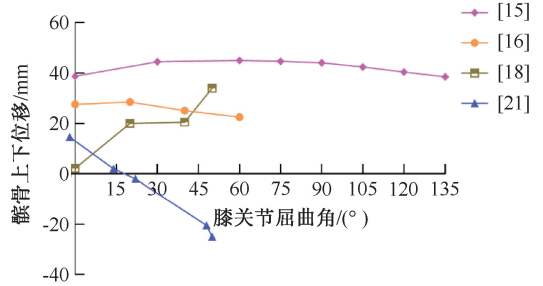


图7 不同文献利用固定坐标系描述髌骨上下位移与膝关节屈曲角度对比(髌骨上移为正,下移为负)

Fig.7 Comparison of the patellar inferior (-) and superior (+) translation with knee joint flexion angle by fixed coordinate system in different literature

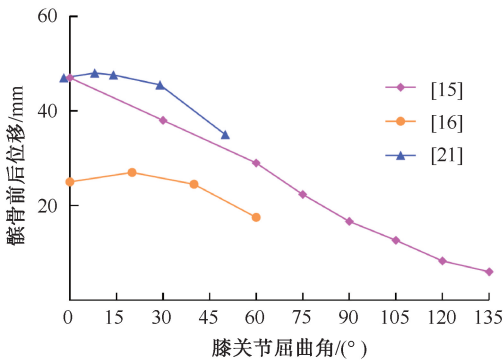


图6 不同文献利用固定坐标系描述髌骨前后位移与膝关节屈曲角度对比(髌骨前移为正,后移位负)

Fig.6 Comparison of the patellar anterior (-) and posterior (+) translation with knee joint flexion angle by fixed coordinate system in different literature

**2.3.6 髌骨上下移位** 髌骨上下移位定义为髌骨沿自身纵轴的移动。不同文献得到的上下移位结果差异较大。Li 等<sup>[15]</sup>研究表明,髌骨的上下位移相对稳定,表现出较小的 $0^{\circ} \sim 75^{\circ}$ 上移、 $75^{\circ} \sim 129^{\circ}$ 下移的趋势;Macintyre 等<sup>[16]</sup>得出髌骨始终下移;但 Patel 等<sup>[18]</sup>总结出髌骨始终上移。Suzuki 等<sup>[21]</sup>研究发现,髌骨在上楼梯期间,随着股骨角度的减小髌骨呈现持续上移(见图7)。

### 3 讨论

人类髌股关节具有复杂而有规律的三维运动特点。9 篇论文对髌骨轨迹的汇总如下:① 大部分文献认为在初始的 $15^{\circ} \sim 30^{\circ}$ 屈膝过程中,髌骨出现

内侧移动后,逐渐开始向外侧移动,这一结果与过去的文章结果相似<sup>[4,23]</sup>;② 膝关节屈曲过程中髌骨大致表现为外旋趋势,出现旋转的可能和胫骨的外旋有关有段<sup>[24]</sup>;③ 从伸直到屈膝,髌骨从外翻变为内翻,但是文献中对髌骨外翻的争议较大,有研究认为髌骨相对于股骨呈持续内翻<sup>[25]</sup>,但也有研究获得相反的结果<sup>[23-25]</sup>,虽然体外研究中这一趋势并不是很明显,但整体趋势为外翻;④ 髌骨轨迹呈现总体后移的趋势,利用 MRI 评估髌骨运动的研究认为,髌骨进入髁间沟以及股四头肌的收缩均可造成髌骨向后方移动,使得膝关节可进一步深屈<sup>[26]</sup>;⑤ 不同功能运动中髌骨屈曲渐进滞后于膝关节屈曲的结论统一;⑥ 髌骨上下移位的研究较少,且无上下移位的统一趋势。以上髌骨 6DOF 的结论基本可以判定为不同功能活动下正常髌股关节的运动轨迹。但是髌骨轨迹的移动程度、旋转角度以及趋势转换临界角度都不尽相同。由于研究方法的限制,本文无法排除这种差异是由于实验方法的不同或是不同功能运动间造成不同的轨迹结果。如今,更先进、高效以及精确的影像技术突破,助力了追踪髌骨轨迹的临床应用<sup>[12]</sup>。但值得注意的是,这些影像技术仍没有在髌股关节运动学研究中得到广泛的运用,缺乏有效的临床数据。在叙述髌股关节运动时,受到参考系设定不规范的影响,即便使用精确的影像追踪方法,也无法弥补运动学结果的差异。

本文得出构建标准的髌骨坐标系,将有利于描述髌骨运动特征。例如:髌骨内外位移以及翻转都

体现出了屈曲前期以及后期在特定角度下运动模式变化,而利用骨性参数普遍显示出较趋于连续不变的趋势。原因可能在于根据骨性标记建立的参考髌骨坐标系能够提供相对固定的参考轴,为髌骨的运动轨迹提供稳定的三维空间信息<sup>[22,28]</sup>;且参考系的选取(股骨或胫骨等)可以根据不同实验目而设计,而使用二维影像测量骨性形态参数只能较为直观地显示在不同屈膝角度下的髌骨排列异常程度<sup>[28-29]</sup>。为了得到可重复、一致的髌骨参考系,以下问题还需解决:①使用重复性高的骨性参考点,例如髌尖与髌骨后面的垂直脊线;②使用3点以上非共线的骨性参考点;③髌骨三维坐标系轴线的选取须对应临床解剖平面,以此作为建立髌骨参考系的依据。

另外,实验方法设计的合理程度也值得进一步改进。首先,今后的髌股运动学研究应该尽可能使用非侵入式方法测量在体的功能运动状态,因为其髌骨轨迹测量的真实性远优于在患者肌肉放松和平卧的姿势下进行的测量。其次,考虑到髌股关节的疼痛常常在某一特定的运动或角度发生且膝关节活动度,以及负重伴随下肢各关节不同程度屈伸及旋转等,尽量选取较多且有代表性的屈曲角度以及增加屈曲范围,会使得所得的研究结果更具有临床价值。

## 4 结论

本文整理了基于MRI以及DFIS测量的髌股关节运动学数据,在不同功能运动下的髌股关节运动学特征以及相关影响因素的分析,其中包括参考系的选取(坐标系及骨性形态参数)以及实验设计(功能运动形式)。髌股关节运动学的测量结果受到多种因素的影响,从参考系的选取和定义到功能活动的选取,任一实验测量条件的不统一都会导致不同研究结果缺乏可比性。从目前研究来看,今后在髌股运动学相关研究中,如果能够广泛运用动态MRI或/和DFIS影像系统获得精准动态数据,规范坐标系的建立或骨性形态参数的定义与使用,增加实验设计中单一功能运动的样本量,以及选取具有代表性的膝关节屈曲角度及范围将有助于明确在体髌股关节6DOF运动的特征,有利于完善对髌股关节动态功能的临床评价依据。

## 参考文献:

- [1] WILSON T. The measurement of patellar alignment in patellofemoral pain syndrome: Are we confusing assumptions with evidence? [J]. *Orthop Sports Phys Ther*, 2007, 37(6): 330-341.
- [2] LIN F, MAKHSOUS M, ZHANG LQ, et al. *In vivo* and non-invasive six degrees of freedom patellar tracking during voluntary knee movement [J]. *Clin Biomech*, 2003, 8(5): 401-409.
- [3] 张益民, 姜鑫, 郭永智, 等. 髌股关节疼痛综合征诊断与治疗 [J]. *国际骨科学杂志*, 2008, 19(4): 227-228.
- [4] O' DONNELL P, JOHNSTONE C, OSTLERE S, et al. Evaluation of patellar tracking in symptomatic and asymptomatic individuals by magnetic resonance imaging [J]. *Skeletal Radiol*, 2005, 34(3): 130-135.
- [5] 张峻. 髌骨的生物力学研究进展 [J]. *医用生物力学*, 2004, 19(2): 120-126.  
ZHANG J. Advanced in biomechanics of patella [J]. *J Med Biomech*, 2004, 19(2): 120-126.
- [6] MCWALTER EJ, HUNTER DJ, WILSON DR. The effect of load magnitude on three-dimensional patellar kinematics *in vivo* [J]. *J Biomech*, 2010, 43(3): 1890-1897.
- [7] TANAKA MJ, ELIAS JJ, COSGAREA AJ, et al. Characterization of patellar altracking using dynamic kinematic CT imaging in patients with patellar instability [J]. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2016, 2(11): 3634-3641.
- [8] FROSCHE KH, SCHMELING A. A new classification system of patellar instability and patellar maltracking [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2016, 136(4): 485-497.
- [9] 刘核达, 王飞, 陈百成, 等. 动态MRI对髌股关节排列和运动轨迹的评价研究 [J]. *河北医药*, 2012, 34(5): 645-648.
- [10] TORRY MR, SHELBURNE KB, PETERSON DS, et al. Knee kinematic profiles during drop landings: A biplane fluoroscopy study [J]. *Med Sci Sport Exerc*, 2011, 43(3): 533-541.
- [11] ZHU Z, MASSIMINI DF, WANG G, et al. The accuracy and repeatability of an automatic 2D-3D fluoroscopic image-model registration technique for determining shoulder joint kinematics [J]. *Med Eng Phys*, 2012, 34(9): 1303-1309.
- [12] 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.
- [13] SONG CY, LIN JJ, JAN MH, et al. The role of patellar alignment and tracking *in vivo*: The potential mechanism of patellofemoral pain syndrome [J]. *Phys The Sport*, 2011,

- 12(3): 140-147.
- [14] BROSSMAN J, MUHLE C, SCHRODER C, *et al.* Patellar tracking patterns during active and passive knee extension; Evaluation with motion-triggered cine MR imaging [J]. Radiology, 1993, 187(1): 205-212.
- [15] LI G, PAPANNAGARI R, NHA KW, *et al.* The coupled motion of the femur and patella during *in vivo* weight-bearing knee flexion [J]. J Biomech Eng, 2007, 129(6): 937-944.
- [16] MACINTYRE NJ, HILL NA, FELLOWS RA, *et al.* Patellofemoral joint kinematics in individuals with and without patellofemoral pain syndrome [J]. J Bone Joint Surg, 2006, 88(12): 2596-2606.
- [17] NHA KW, GILL TJ, VELDE SK, *et al.* *In vivo* patellar tracking; Clinical motions and patellofemoral indices [J]. J Ortho Res, 2008, 26(8): 1067-1074.
- [18] PATEL VV, HALL K, RIES M, *et al.* Magnetic resonance imaging of patellofemoral kinematics with weight-bearing [J]. J Bone Joint Surg Am, 2003, 85(12): 2419-2425.
- [19] POWERS CM, SHELOCK FG, PFAFF M. Quantification of patellar tracking using kinematic MRI [J]. J Magn Reson Imagin, 1998, 8(3): 724-732.
- [20] SOUZA RB, DRAPER CE, FREDERICSN M, POWERS CM. Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: A weight-bearing magnetic resonance imaging analysis [J]. J Orthop Sport Phys, 2010, 40(5): 276-285.
- [21] SUZUKI T, HOSSEINI A, JING-SHENG L, *et al.* *In vivo* patellar tracking and patellofemoral cartilage contacts during dynamic stair ascending [J]. J Biomech, 2012, 45(14): 2432-2437.
- [22] TENNANT S, WILLIAMS A, VEDI V, *et al.* Patellofemoral tracking in the weight-bearing knee; A study of asymptomatic volunteers utilising dynamic magnetic resonance imaging. A preliminary report [J]. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 2001, 9(2): 155-162.
- [23] 陈世益, 袁旬华, 王惠聪. 人类髌股关节三维运动规律的研究 [J]. 中国运动医学杂志, 1997, 16(2): 107-113.
- [24] GERLSAMER RP, WEINSTEIN CH. Applied biomechanics of the patella [J]. Clin Orthop Relat R, 2001, 389: 9-14.
- [25] HUBERTI HH, HAYES WC. Patellofemoral contact pressure [J]. J Bone Joint Surg, 1984, 66A: 715-724.
- [26] TAKAAMI M, SHUICHI M, HIMOMASA M, *et al.* Patellar tracking and patellofemoral geometry in deep knee flexion [J]. Clin Orthop Relat R, 2002, 394(25): 161-168.
- [27] ASANO T, AKAGI M, KOIKE K, *et al.* *In vivo* three-dimensional patellar tracking on the femur [J]. Clin Orthop Relat R, 2003, 413(4): 222-232.
- [28] NHA KW, PAPANNAGARI R, GILL TJ, *et al.* *In vivo* patellar tracking; Clinical motions and patellofemoral indices [J]. J Orthop Res, 2008, 26(8): 1067-1074.
- [29] YAO J, YANG B, NIU W, *et al.* *In vivo* measurements of patellar tracking and finite helical axis using a static magnetic resonance based methodology [J]. Med Eng Phys, 2014, 36(12): 1611-1617.