

文章编号:1004-7220(2013)01-0072-07

利用 2D-3D 自动注册技术研究 TKA 术后胫股关节运动

朱忠林¹, 杨明雷¹, 丁辉¹, 及松洁², 王广志¹

(1. 清华大学 生物医学工程系, 北京 100084; 2. 北京积水潭医院 北京大学第四临床医院, 北京 100035)

摘要: **目的** 重建全膝置换(total knee arthroplasty, TKA)膝关节三维运动, 研究后稳定型假体之间的运动和接触。**方法** 以 16 例 TKA 膝关节为研究对象, 获取动态 X 线透视图像和假体三维模型, 建立 2D-3D 自动注册算法, 重建膝关节的三维运动, 计算运动学参数并测量假体之间的接触位置。**结果** 单幅 X 线图像注册时间小于 30 s, 图像平面内重复性注册精度为 0.4 mm 和 0.5°。高屈曲垫片对膝关节屈曲度和胫骨内外旋无明显改进。股骨假体在胫骨垫片的外侧接触点后移范围大于内侧。稳定柱后方的接触发生在屈膝约 30°以后, 平均接触范围小于 9 mm。**结论** 2D-3D 自动注册技术在精度和效率上达到 TKA 膝关节在体三维运动测量要求, 测量结果对 TKA 膝关节生物力学研究和改进假体设计具有参考意义。

关键词: 膝关节; 全膝置换; 运动学; 生物力学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

Kinematic study on tibiofemoral joint after TKA using 2D-3D automatic registration technique

ZHU Zhong-lin¹, YANG Ming-lei¹, DING Hui¹, JI Song-jie², WANG Guang-zhi¹

(1. Department of Biomedical Engineering, Tsinghua University, Beijing 100084, China; 2. Beijing Jishuitan hospital, the 4th Medical College of Peiking University, Beijing 100035, China)

Abstract: Objective To reconstruct the 3D motion of the knee joint after total knee arthroplasty (TKA) and measure the kinematics and the articular contacts between the posterior stabilized TKAs. **Methods** Sixteen knees undergoing TKAs were scanned by fluoroscopy. An algorithm of automatic registration was developed to match the 3D TKA models and 2D images. The kinematical parameters and articular contact of the tibiofemoral joint was investigated. **Results** The time for a single image was less than 30 seconds. The in-plane repeatability was within 0.4 mm and 0.5 degree. The application of the high-flex insert didn't obviously improve the ability of the flexion and the internal/external tibial rotation. When the knee flexed, the contact point on the lateral side moved more posteriorly than that on the medial side. The contact between the post-cam and the femoral prosthesis occurred with the flexion at about 30 degrees. The average range of the contact was within 9 mm. **Conclusions**

The 3D kinematics of the *in vivo* TKA knee joint was accurately measured by using 2D-3D automatic registration technique. The result can provide references for the biomechanical study of TKA knees and the improvement of TKA prosthesis design.

Key words: Knee joint; Total knee arthroplasty (TKA); Kinematics; Biomechanics

收稿日期:2012-04-16; 修回日期:2012-05-16

基金项目:国家科技支撑项目(2011BAF01B03), 教育部博士点基金项目(20090002110023, 20110002110024)。

通信作者:王广志, 教授, Tel: (010)62783631; E-mail: wgz-dea@tsinghua.edu.cn。

全膝置换手术(total knee arthroplasty, TKA)通过切除膝关节因损伤而无法自我修复的部分,置入人工材料的假体,可以重建膝关节的运动功能^[1]。目前临床上常用的后稳定型全膝置换假体(PS-TKA),源于1973年 Insall 等的设计^[2]。该假体胫骨垫片稳定柱保障了股骨在胫骨上的后滚,且维持了胫股关节内外侧方向的稳定性^[3]。根据亚洲人的生活习惯,高屈曲(high-flex, HF)垫片的设计中增加了垫片后倾角,并削减了稳定柱前侧厚度,可以提高膝关节的屈曲度,但存在胫股关节稳定性下降、伸膝功能减弱等并发症^[3]。因此,高屈曲垫片对TKA 膝关节运动功能的影响有待深入研究。

针对TKA 膝关节在体运动的三维测量,目前还存在技术难点。传统的测量方式采用计算机X射线断层扫描(CT)或核磁共振成像(MRI),对非负重膝关节准静态姿势逐一成像以重建三维运动过程,前者对受试者辐射很高,后者成本高且建模耗时^[4]。因此,为降低辐射和成本,本文采用目前关节运动三维测量中流行的2D-3D注册技术,利用CT或MRI骨骼模型与二维动态X线透视影像进行注册,重建关节的三维运动过程^[5-7]。测量结果反映了生理状态下的关节运动特征,对临床诊断和评估具有直接的参考意义,目前广泛用于膝关节、髋关节、脊柱、踝关节和肩关节等运动测量^[8-9]。但由于该技术测量过程比较复杂,注册精度和效率有待提高,在临床研究中应用还有一定难度。

本文拟采用单平面X线图像,建立2D-3D自动注册算法,提高注册精度和效率,并测量不同类型PS-TKA 膝关节的三维运动,计算胫股关节运动学参数及假体表面的运动接触。

1 方法

膝关节运动在体测量2D-3D注册技术的方法,主要有以下4个步骤:①获取二维动态X线透视图像;②建立膝关节三维模型(TKA 假体建模);③根据成像系统参数,在计算机上建立虚拟成像空间,建立三维模型与二维图像的投射关系,调整模型在空间的位置,实现模型与图像的注册;④在重建姿态的基础上测量TKA 膝关节的三维运动学参数(见图1)。

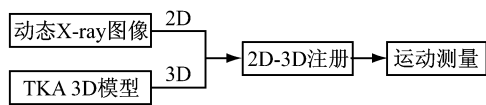


图1 膝关节运动在体测量2D-3D注册技术的流程

Fig.1 Flow chart of 2D-3D registration technique for measuring kinematics of the knee joint

1.1 获取二维动态X线透视图像

选择行PS-TKA手术的女性受试者16例,高屈曲垫片组(HF PS-TKA)与普通垫片(PS-TKA)组各8例,受试者信息如表1所示。

表1 行PS-TKA手术的患者信息

Tab.1 Information of the patients undergoing PS-TKAs

分组	年龄/a	体重指数/ (kg · m ⁻²)	假体尺寸
普通垫片组	65 ± 7	27.7 ± 3.0	2~4 insert; 8~13
高屈曲垫片组	68 ± 5	25.3 ± 1.7	2~6 insert; 9~11

在术后两周,采用平板X线系统(岛津, Sorial-vision Safire II)对行TKA术的膝关节进行动态X线透视成像。由于术后时间较短,不宜做负重高屈膝运动,本测试中受试者保持侧躺姿态,对膝关节从伸直到最大屈膝的运动过程进行动态X线透视成像,采集频率15~20 Hz(见图2)。

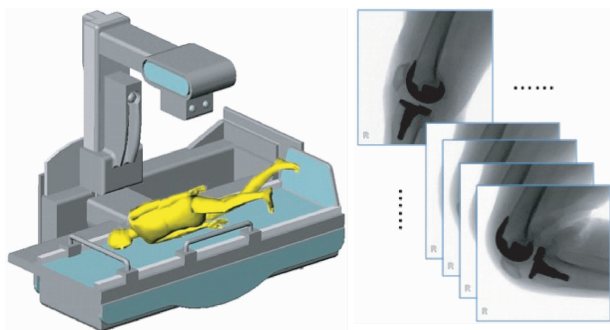


图2 利用平板X线系统采集膝关节透视图像

Fig.2 Dynamic motion of the knee joint captured by fluoroscopy

1.2 膝关节假体三维建模

由于个性化设计很少,绝大多数TKA 假体三维模型通过假体制造厂家直接提供,也可通过体外建模的方式获取与患者体内TKA 假体形态一致的3D模型。但是,临床上常用的TKA 假体,由于厂家对技术参数保密而无法直接获取原始的3D设计模

型,本文采用逆向建模的方法,对 PS-TKA 假体进行体外三维扫描,采用逆向工程软件 Geomagic 分别为 TKA 股骨假体、胫骨垫片和胫骨假体 (Smith & Nephew, Genesis II) 进行三维重建(见图3)。

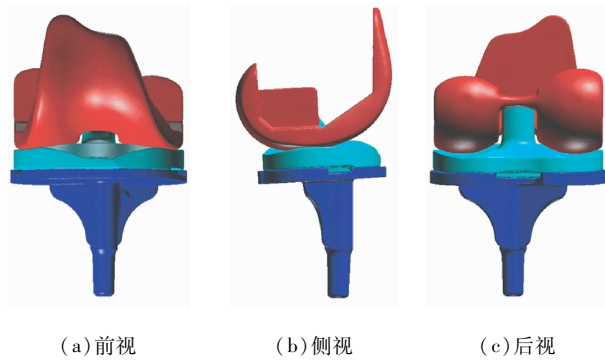


图3 TKA 假体逆向三维建模

Fig.3 3D model reconstruction of the PS-TKA prosthesis (a) Anterior view, (b) Lateral view, (c) Posterior view

1.3 2D-3D 自动注册

参考 Zhu 等^[8]测量正常膝关节三维运动时采用的 2D-3D 图像与模型自动注册算法。本文在原有算法的基础上进行改进,实现 TKA 膝关节 2D-3D 自动注册,提高注册精度和自动化程度。

自动注册算法的设计:首先通过 X 线透视系统参数建立图像与模型之间的投影关系;然后在二维 X 线图像序列中自动提取 TKA 假体轮廓,作为 TKA 假体模型的注册对象;根据投影关系建立目标函数,按先后顺序对 X 线图像进行 2D-3D 自动注册,重建 TKA 膝关节的三维运动。

参考 Zhu 等^[8]对模型姿态的表达方式,采用 6 自由度参数表达 TKA 模型在成像空间中的位置($x, y, z, \alpha, \beta, \gamma$)^[8]。

(1) 建立 2D-3D 投影关系。根据成像平面尺寸 0.432 m (17 in) 和 X 射线源与透视平面的距离 (1.2 m) 建立投影关系。定义世界坐标系 $O-xyz$, 成像平面的左下角作为世界坐标系原点,成像平面所在平面为 $x-y$ 平面, x 轴位于水平方向(见图4)。

(2) 自动提取 TKA 假体轮廓。原始的 X 线图像(见图4(a))经过校正后,通过阈值调整,突出 TKA 假体投影区域,采用图像二值化和区域生长的方法自动提取股骨假体和胫骨假体的轮廓(见图5

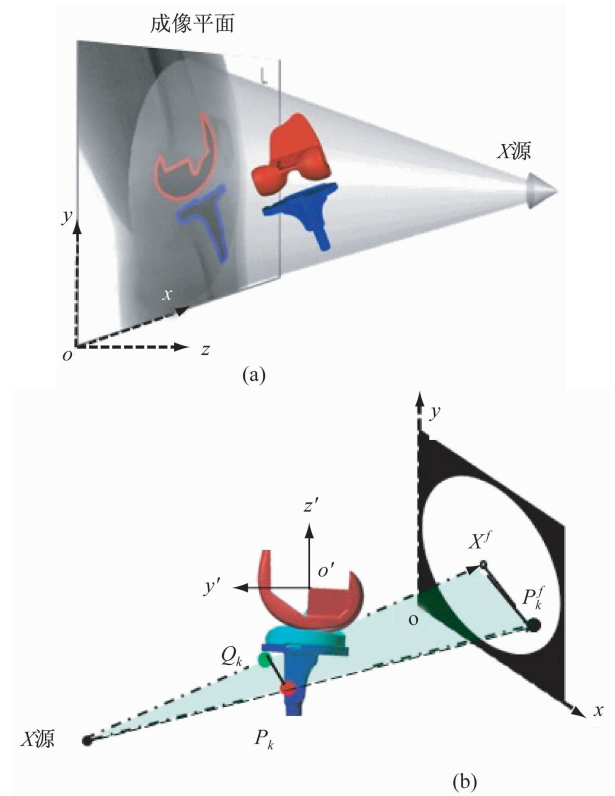


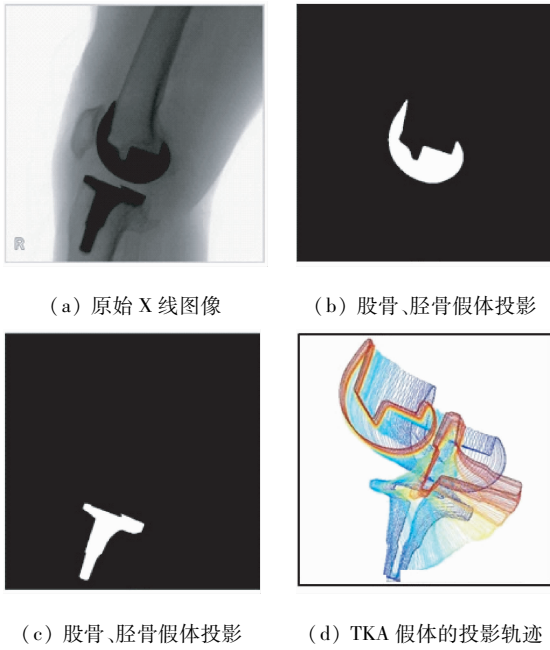
图4 虚拟 X 线成像空间 (a) 和成像参数的定义 (b)

Fig.4 Virtual imaging zone was built to simulate the projection (a) and define imaging parameters (b)

(b)、(c))。对轮廓进行样条插值,以 0.5 mm 等间距点输出,获得平面内二维内的点集 $\{g(x_i, y_i), i = 1: N\}$ 。如图 5(d) 所示,对动态图像序列依次进行轮廓提取,TKA 膝关节运动过程中在投影平面上形成的轨迹(100 个姿态)。

(3) 建立 2D-3D 自动注册目标函数。如图 4 (b) 所示,设假体三维模型表面第 k 坐标值 P_k ,在虚拟 X 线透视下在投影平面成像点为 P_k' , X' 为 X 射线源在投影平面垂直投影, Q_k 为向量 P_k 在线段 $X X'$ 方向上的垂足。对 TKA 假体模型在成像平面上虚拟投影区域,采用 Canny 算子自动提取边界点。对边界点进行样条插值,以 0.5 mm 等间距点输出,获得点集: $\{G(t), t = 1: n\}$ 。计算 TKA 假体实际投影轮廓与三维模型虚拟投影边界之间的距离,建立目标函数表达式:

$$\sum d_i = \sum_{i=1}^N \{ \min_t \| g(i) - G(t) \| \} \quad (1)$$



(a) 原始 X 线图像

(b) 股骨、胫骨假体投影

(c) 股骨、胫骨假体投影

(d) TKA 假体的投影轨迹

图 5 自动提取 TKA 假体轮廓

Fig. 5 Automatic withdrawal of TKA prosthesis profile (a) The original X-ray image, (b)-(c) Projections of the femoral and tibial prosthesis, (d) Dynamic TKA projections

通过对以上目标函数进行非线性优化,计算模型在成像空间的最佳位置 $(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$ 。优化计算采用 Matlab 函数 `fmincon` :

$$I = \min_{x,y,z,\alpha,\beta,\gamma} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \{ \min_t \| g(i) - G(t) \|^c \} \quad (2)$$

式中,权重系数 c 的值是根据假体透视图象质量和目标轮廓完整程度决定。当图像质量好且轮廓完整时, $c = 1$;当图像质量差且 TKA 假体之间存在重叠投影时, $c > 1$,通常 $c = 2$ 。

在 Zhu 等^[8]2D-3D 自动注册算法中,在每一幅图像注册时,需手动选择模型的初始位置,作为目标函数优化计算的初值。在本研究中,采用了 100 幅 X 线图像记录受试者 TKA 膝关节的运动,如果每幅图像单独决定初始位置,相当耗时。结合本实验的 X 线图像的特点,如图 5(d) 所示,连续两个姿态之间的运动差异很小,采用上一幅图像注册的结果作为当前图像注册的初始位置,提高了注册的自动化程度和效率。

1.4 TKA 膝关节三维运动测量与分析

根据股骨假体和胫骨假体在空间的三维位置,以胫骨为参考,计算股骨的运动规律。参考国际生

物力学学会 (ISB) 推荐的膝关节运动学参数定义,如图 3(b) 定义股骨局部坐标系,计算股骨相对于胫骨的运动^[10] :

$$\text{Kinematics} = (T_x, T_y, T_z, \alpha, \beta, \gamma) \quad (3)$$

式中: (T_x, T_y, T_z) 分别表示股骨相对于胫骨在内外、前后和上下方向的运动, (α, β, γ) 分别代表胫股关节之间的屈伸、外展内收和内外旋运动。本文中测量胫股关节的屈伸角度和内外旋角度,计算 TKA 膝关节的屈曲活动度和胫骨的内外旋活动度。

对 TKA 股骨假体和胫骨垫片之间的接触运动进行测量。如图 6 所示,两曲面非接触时,通过寻找两曲面间的最小距离的方法,确定股骨假体内侧髁和外侧髁在胫骨垫片上的接触位置;对于曲面间存在交叠的情形,以交叠区域的中心作为接触位置。

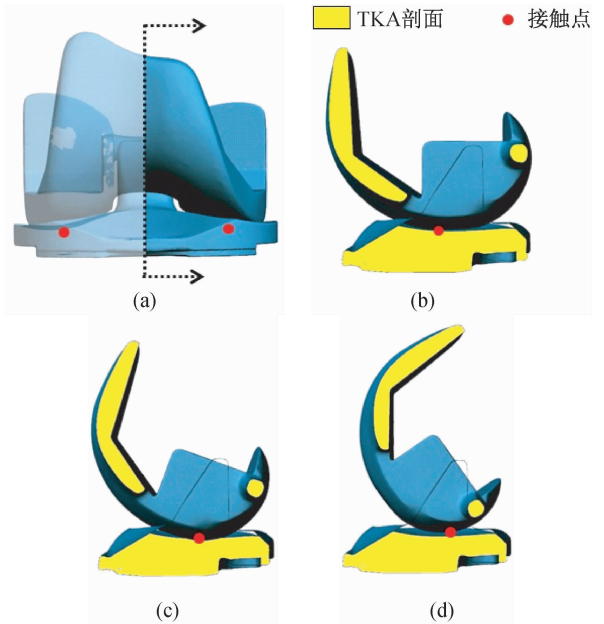


图 6 TKA 股骨假体和胫骨垫片接触位置分析 (a) 对 TKA 假体进行剖视,(b)(c)(d) 屈曲 0°、30° 和 60° 胫骨关节接触示意图

Fig. 6 Method to measure the contact between the post-cam and the femoral prosthesis (a) Section view of TKA prosthesis, (b)(c)(d) the tibiofemoral contact points at 0, 30 and 60 degrees of flexion

本研究采用的 PS-TKA 假体,胫骨垫片的稳定柱与股骨假体配合,辅助膝关节后滚。在膝关节屈曲过程中,股骨假体后髁之间的“横梁”逐渐靠近稳定柱,直到接触,之后胫股关节在稳定柱的引导下进一步屈曲(见图 6(b)、(c))。本文对股骨假体在稳定柱后方的接触范围进行测量,测量两个参数 $\Delta\alpha$

和 Δd ; $\Delta\alpha$ 表示当股骨假体“横梁”与稳定柱后方初始接触时对应的屈膝角度, Δd 表示股骨假体“横梁”与稳定柱接触之后的屈膝过程中在稳定柱上的接触范围(见图7)。

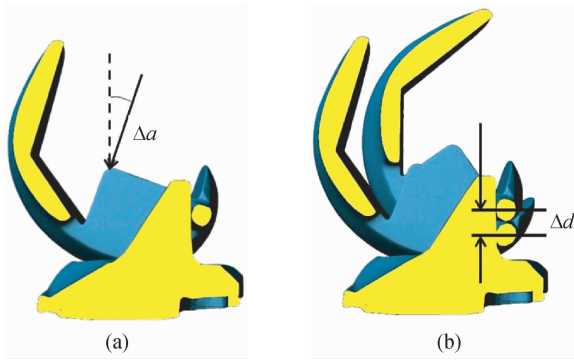


图7 股骨假体与稳定柱后方的初始接触(a)及接触范围(b)
Fig.7 The initial contact between the post-cam and femoral prosthesis (a) and the translation of the contact point (b)

对PS-TKA假体组和HF PS-TKA假体组的数据结果进行统计分析,研究两者之间的显著性。采用 t 检验的方法,在软件SPSS 16.0中完成。

表2 普通垫片组与高屈曲垫片组受试者的屈膝活动度(F)和胫骨内外旋活动度(R)

Tab.2 Range of the flexion and the internal/external tibial rotation in PS-TKA and HF PS-TKA group

		1	2	3	4	5	6	7	8	均值	标准差
普通垫片组	$F/(\circ)$	124	101	101	113	118	97	105	105	108.0	9.4
	$R/(\circ)$	4.1	8.8	13.8	10.4	13.9	10.9	19.5	19.5	12.6	5.2
高屈曲垫片组	$F/(\circ)$	112	98	111	110	118	116	109	117	111.4	6.4
	$R/(\circ)$	17.6	9.0	4.6	10.5	13.2	10.2	13.2	6.5	10.6	4.1

2 结果

本文的优化计算在计算机上实现,每一幅X线图像2D-3D自动注册时间在30s以内。对每一幅图像进行50次不同初始位置的注册,研究注册算法的重复性和稳定性。研究表明,在图像平面内自由度(x, y, γ)的重复性注册精度可达0.4mm和 0.5° ,在图像平面外自由度(z, α, β)的重复性注册精度可达4.9mm和 1.6° 。

首先,对胫股关节的屈伸角度和内外旋角度进行统计,计算TKA膝关节的屈曲活动度和胫骨的内外旋活动度运动学参数(见表2)。对高屈曲和普通垫片组的测量结果进行比较,术后膝关节平均屈曲活动度分别为 $(108.0 \pm 9.4)^\circ$ 和 $(111.4 \pm 6.4)^\circ$,两组之间无显著差异($P > 0.05$)。胫骨内外旋活动度分别为 $(12.6 \pm 5.2)^\circ$ 和 $(10.6 \pm 4.1)^\circ$,两组之间无显著差异($P > 0.05$)。

其次,对股骨假体内侧髁和外侧髁在胫骨垫片上的接触位置进行统计(见图8)。

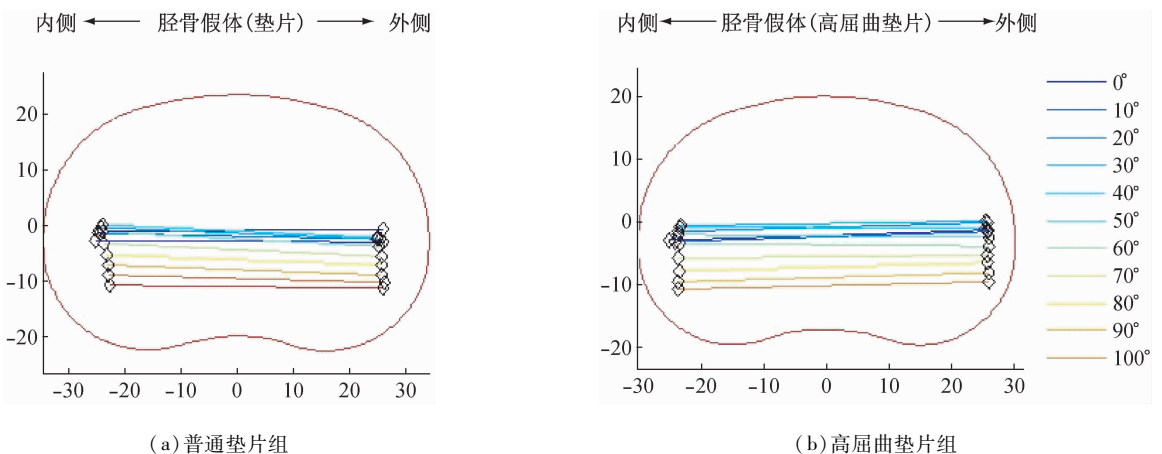


图8 股骨假体内侧髁和外侧髁在胫骨垫片上的接触位置

Fig.8 Lateral and medial contact positions of the tibiofemoral joint (a) PS-TKA group, (b) HF PS-TKA group

由图8可见:在普通垫片组,当屈曲到100°时,相对于伸直位的初始接触点,内侧接触点后移(9.3 ± 2.1) mm,外侧接触点后移(10.6 ± 6.3) mm。在高屈曲垫片组,当屈曲到100°时,相对于伸直位的初始接触点,内侧接触点后移(7.7 ± 2.8) mm,外侧接触点后移(8.4 ± 2.9) mm。以上结果表明,无论是普通垫片组还是高屈曲垫片组,股骨假体在胫骨垫片外侧接触范围大于内侧的接触范围。

以上结果中,从伸直位到屈曲100°过程中,股骨假体在胫骨垫片内外侧接触点的具体变化如表3所示,相对于伸直位的接触点,接触位置向前移为正,向后移为负。

股骨假体在稳定柱后方的接触范围进行测量,测量两个参数 $\Delta\alpha$ 和 Δd (见表4)。股骨假体与稳定柱后方接触发生在屈膝约30°以后,普通垫片组和高屈曲垫片组在稳定柱后方的接触范围分别为(7.1 ± 1.2)、(8.9 ± 1.9) mm。

表4 股骨假体与稳定柱后方初始接触时的屈膝角度 $\Delta\alpha/^\circ$ 和与稳定柱后方的接触范围 $\Delta d/mm$

Tab.4 the first contact between the post cam and the femoral prosthesis, and the translation of the contact point

		1	2	3	4	5	6	7	8	均值	标准差
普通垫 片组	$\Delta\alpha/^\circ$	34	33	32	39	46	42	28	25	34.9	7.1
	$\Delta d/mm$	8.8	6.6	8.7	7.2	6.9	5.7	6.0	6.5	7.1	1.2
高屈曲 垫片组	$\Delta\alpha/^\circ$	35	26	29	44	35	26	24	32	31.4	6.6
	$\Delta d/mm$	9.9	7.1	10.0	5.9	8.0	8.4	11.3	10.6	8.9	1.9

3 讨论

为改进假体设计、更好地安装假体及指导康复,TKA膝关节运动学研究越来越受到重视^[11]。本文采用单平面X线图像,通过建立2D-3D自动注册算法,重建了TKA膝关节的在体三维运动过程,对比研究了PS-TKA假体普通胫骨垫片和高屈曲胫骨垫片对胫股关节活动度的影响,同时测量了胫股假体之间关节面的运动接触和稳定柱后方的运动接触。

本文利用单平面透视图像2D-3D注册技术,研究TKA膝关节的三维运动。在注册精度论证方面,Banks等^[12]通过在假体三维姿态样本库中进行搜索的方法实现自动注册,在图像平面内的注册精度为0.2 mm和1.3°;Mahfouz等^[6]计算透视图像的梯度与TKA模型进行注册,在图像平面内的注册精度为

表3 股骨假体内侧髁和外侧髁在胫骨垫片上的接触位置变化(伸直位到屈曲100°)

Tab.3 Tibiofemoral contact points translated from full extension to 100 degrees of flexion

屈膝角 度/ $^\circ$	普通垫片组		高屈曲垫片组	
	MCP/mm	LCP/mm	MCP/mm	LCP/mm
0	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0	0.0 ± 0.0
10	-1.4 ± 2.3	-2.3 ± 1.6	-0.3 ± 3.0	-0.2 ± 1.7
20	-0.3 ± 3.2	-1.8 ± 2.2	1.5 ± 3.3	1.1 ± 2.8
30	1.0 ± 2.8	-1.6 ± 3.3	2.3 ± 3.3	1.4 ± 2.8
40	1.3 ± 2.6	-1.4 ± 4.3	2.1 ± 2.4	0.2 ± 3.3
50	0.2 ± 3.3	-2.9 ± 5.5	1.1 ± 2.0	-1.3 ± 3.3
60	-1.9 ± 3.3	-4.8 ± 6.3	-0.5 ± 1.6	-2.8 ± 2.5
70	-4.0 ± 2.6	-6.5 ± 6.1	-2.8 ± 1.9	-4.1 ± 2.3
80	-5.7 ± 2.0	-8.1 ± 6.3	-4.8 ± 2.5	-5.3 ± 2.4
90	-7.5 ± 1.9	-9.5 ± 6.3	-6.5 ± 2.5	-6.8 ± 2.6
100	-9.3 ± 2.1	-10.6 ± 6.3	-7.7 ± 2.8	-8.4 ± 2.9

注:内侧接触点,MCP (medial contact point);外侧接触点,LCP (lateral contact point)

0.65 mm和1.5°;Zuffi等^[13]利用三维模型表面的切线与透视图像中TKA假体外轮廓建立注册关系,配准精度达到1.5 mm和1.5°,注册时间约15~120 s。本文的注册算法在图像平面内的注册重复性精度达到0.4 mm和0.5°,与以上研究结果具有可比性,且注册时间在30 s以内,故本文在注册精度和效率上有提高。

本文测量了胫股关节屈曲度和内外旋运动,Murphy等^[14]统计的高屈曲TKA膝关节活动度为105°~133°,McCalden等^[15]对比研究了GH TKA假体普通垫片和高屈曲垫片,术后膝关节的活动度分别为116.8°和119.7°,本文的测量结果分别为108°和111.4°,活动度略有下降。目前对于胫股关节假体之间的运动接触和稳定柱后方的运动接触研究较少,Catani等^[16]采用在体膝关节运动测量建立PS-

TKA 膝关节有限元模型,同时在离体试验中采用压力传感器测量 TKA 胫股关节运动接触,研究结果表明,内外侧接触点移动范围约 10 mm,外侧略大于内侧,同时稳定柱后方的接触发生在 30°左右。本文测量结果与以上结果一致。在以上关于 PS-TKA 的研究中,尚未测量稳定柱后方的接触区域,本文对此进行了定量的测量和研究,数据结果为研究假体磨损提供了证据。王建平等^[17]建立有限元模型分析 TKA 膝关节的接触,发现胫骨垫片稳定柱后方区域存在较高的接触应力;在未来的研究中将参考这一方法,基于 TKA 膝关节运动测量结果,对 TKA 膝关节进行力学仿真分析。

2D-3D 注册技术通过关节三维模型与动态 X 线透视影像进行注册,在计算机上复现关节的三维运动过程,是关节运动在体测量的一种新方法。该技术优点是对受试者辐射剂小,且无创测量,对硬件设备要求较低,为临床中常用的平面 X 线成像,数据容易获取,在临床容易得到推广。该技术的缺点是方法步骤比较复杂,影响注册结果的因素较多,例如 X 线成像质量、TKA 假体轮廓提取、三维建模、成像系统参数等。对以上各个环节进行改进,进一步提高注册精度和效率,是该技术发展的方向。

综上所述,本文采用 2D-3D 注册技术测量了 TKA 膝关节的三维运动,通过建立自动注册算法,缩短了注册时间,提高了注册精度。将该技术应用于 TKA 膝关节的在体三维运动学研究,讨论了 TKA 术后胫股关节屈曲度和内外旋运动,对比研究了高屈曲垫片和普通垫片对术后膝关节运动的影响,同时测量了胫股关节假体之间的关节面和稳定柱后方的接触,为分析 TKA 术后关节活动度下降、假体磨损等临床并发症提供了数据参考。未来的研究中将增加受试者的数量,同时测量负重生理下的 TKA 膝关节运动,为推广该技术在临床的应用有积极的意义。该技术还可应用于人体其他关节的三维运动测量。

参考文献:

[1] 林昊,张余,李国安. 人工全膝关节研究新进展[J]. 医用生物力学, 2012, 27(2): 115-121.
Lin H, Zhang Y, Li GA. Recent progress in total knee arthroplasty research [J]. J Med Biomech, 2012, 27(2): 115-121.
[2] 吕厚山. 现代人工关节外科学[M]. 北京:人民卫生出版社, 2006: 192-199.

[3] 杨述华,邱贵兴. 关节置换外科学[M]. 北京:清华大学出版社, 2005: 544-554.
[4] Freeman MAR, Pinskerova V. The movement of the normal tibio-femoral joint [J]. J Biomech, 2005, 38(2): 197-208.
[5] Bingham J, Li G. An optimized image matching method for determining in-vivo TKA kinematics with a dual-orthogonal fluoroscopic imaging system[J]. J Biomech Eng, 2006, 128(4): 588-595.
[6] Mahfouz MR, Hoff WA, Komistek RD, et al. A robust method for registration of three-dimensional knee implant models to two-dimensional fluoroscopy images [J]. IEEE Trans Med Imaging, 2003, 22(12): 1561-1574.
[7] Tashman S, Anderst W. In-vivo measurement of dynamic joint motion using high speed biplane radiography and CT: Application to canine ACL deficiency[J]. J Biomech Eng, 2003, 125(2): 238-245.
[8] Zhu Z, Li G. An automatic 2D-3D image matching method for reproducing spatial knee joint positions using single or dual fluoroscopic images [J]. Comput Methods Biomech Biomed Engin, 2011; Epub ahead of print.
[9] 焦培峰,秦安,赵卫东,等. 基于单幅 X 线图像和 CT 数据的 2D/3D 配准系统[J]. 医用生物力学, 2010, 25(6): 460-464.
Jiao PF, Qin A, Zhao WD, et al. 2D/3D registration system based on single X-ray image and CT data[J]. J Med Biomech, 2010, 25(6): 460-464.
[10] Wu G, Cavanagh PR. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data [J]. J Biomech, 1995, 28(10): 1257-1262.
[11] 周飞虎,王岩,周勇刚. 人工膝关节设计中的相关问题[J]. 中国临床康复, 2003, 7(14): 2081-2082.
[12] Banks SA, Hodge WA. Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using single-plane fluoroscopy [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1996, 43(6): 638-649.
[13] Zuffi S, Leardini A, Catani F, et al. A model-based method for the reconstruction of total knee replacement kinematics [J]. IEEE Trans Med Imaging, 1999, 18(10): 981-999.
[14] Murphy M, Journeaux S, Russell T. High-flexion total knee arthroplasty: A systematic review [J]. Int Orthop, 2009, 33(4): 887-893.
[15] McCalden RW, MacDonald SJ, Bourne RB, et al. A randomized controlled trial comparing "high-flex" vs "standard" posterior cruciate substituting polyethylene tibial inserts in total knee arthroplasty [J]. J Arthroplasty, 2009, 24(6): 33-38.
[16] Catani F, Innocenti B, Belvedere C, et al. The Mark Coventry Award: Articular contact estimation in TKA using in vivo kinematics and finite element analysis [J]. Clin Orthop Relat Res, 2009, 468(1): 19-28.
[17] 王建平,吴海山,王成焘. 人体膝关节动态有限元模型及其在 TKR 中的应用[J]. 医用生物力学, 2009, 24(5): 333-337.
Wang JP, Wu HS, Wang CT. Dynamic finite element modeling of human knee joint and application in TKR [J]. J Med Biomech, 2009, 24(5): 333-337.