

文章编号: 1004-7220(2020)05-0490-07

应用动态双平面成像技术研究在体肘关节主动屈伸运动特征

邹第洋¹, 胡项俊¹, 胡海², 龚伟华^{3*}, 蔡宗远^{1,3*}(1.上海交通大学生物医学工程学院, 上海 200030; 2.上海市第六人民医院骨科,骨与关节生物力学实验室, 上海 200233;
3.上海交通大学医学院附属第九人民医院骨科, 上海 200011;)

摘要:目的 探讨健康肘关节屈伸运动时关节的相对位移和旋转角度变化,为肘关节不稳以及严重肘关节损伤的治疗提供参考。方法 选取10名健康并且无上肢外伤史的受试者。应用动态双平面X线透视成像系统,测量右侧肘关节从旋后最大伸直位至旋后最大屈曲位运动过程中,肱桡与肱尺关节6自由度运动学数据。使用相关性分析评价肘关节不同自由度运动的耦合度。结果 从最大伸直位到最大屈曲位,肱尺关节外翻角从 $15.2^\circ \pm 3.1^\circ$ 降低到 $5.3^\circ \pm 2.3^\circ$,肱桡关节外翻角从 $19.7^\circ \pm 4.2^\circ$ 减小到 $8.2^\circ \pm 2.4^\circ$,肱尺与肱桡关节外翻角与屈曲角呈线性相关;肱尺关节内外旋角先内旋后外旋,呈二次非线性相关,在屈曲 110° 时达到最大内旋值($4.0^\circ \pm 4.9^\circ$),后达到最大外旋值($5.1^\circ \pm 4.2^\circ$);肱桡关节一直呈内旋增大变化,从内旋 $3.2^\circ \pm 16.0^\circ$ 增加到内旋 $27.2^\circ \pm 18.0^\circ$ 。结论 在正常肘关节屈伸过程中,肱尺关节存在外翻角线性减小、内外旋角先内旋后外旋的非线性变化,肱桡关节存在外翻角线性减小、内旋角线性增大的变化。在屈伸过程中,肘关节并非单纯铰链关节,并且肱尺、肱桡关节存在运动学差异。临床上治疗复杂肘关节损伤、肘关节不稳以及肘关节置换手术时,应考虑关节间不同运动特征,以提高术后临床效果。

关键词:肘关节; 屈伸运动; 在体运动学; 双平面透视成像系统

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2020.05.016

In vivo Kinematic Characteristics of the Elbow during Active Flexion-Extension Motion Using Dual Fluoroscopic Imaging System

ZOU Diyang¹, HU Xiangjun¹, HU Hai², GONG Weihua^{3*}, TSAI Tsungyuan^{1,3*}

(1.School of Biomedical Engineering, Shanghai Jiao Tong University, Shanghai 200030, China; 2. Biomechanical Laboratory of Bone and Joints, Department of Orthopaedic Surgery, Shanghai Sixth People's Hospital, Shanghai 200233, China; 3. Department of Orthopaedic Surgery, Shanghai Ninth People's Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200011, China)

Abstract: Objective To investigate the translation and rotation of healthy elbow joints during active flexion and extension, so as to provide references for the treatment of elbow instability and injuries. **Methods** Ten healthy subjects with no history of upper extremity trauma were recruited. Dual fluoroscopic imaging system (DFIS) was applied to quantify six-degree-of-freedom (6-DOF) kinematics of humeroulnar and humeroradial joint from full

收稿日期:2019-10-09; 修回日期:2019-11-23

基金项目:国家自然科学基金项目(31771017, 31972924),科技部国家重点研发计划(2017YFC0110700, 2019YFC0120600),上海交通大学医工交叉基金(YG2017MS09),上海交通大学转化医学交叉研究基金(ZH2018QNA06)

通信作者:蔡宗远,特别研究员, E-mail: tytsai@sjtu.edu.cn; 龚伟华,副主任医师, E-mail: gwh1124@sina.com

* 为共同通信作者

extension to maximum flexion in supination position. Correlation analysis was used to evaluate the relationship between the 6-DOF kinematics of the elbow joint. **Results** Valgus angle of humeroulnar joint gradually decreased from $15.2^{\circ} \pm 3.1^{\circ}$ to $5.3^{\circ} \pm 2.3^{\circ}$ with the flexion increasing. Valgus angle of humeroradial joint gradually decreased from $19.7^{\circ} \pm 4.2^{\circ}$ to $8.2^{\circ} \pm 2.4^{\circ}$ from full extension to maximum flexion. The valgus angle of humeroulnar and humeroradial joint was linearly related to the flexion angle during flexion and extension. The internal rotation of humeroulnar joint was quadratic nonlinearly related to the flexion angle during motion. The maximum internal rotation of the ulnar was $4.0^{\circ} \pm 4.9^{\circ}$ at 110° flexion, and the maximum external rotation was $5.1^{\circ} \pm 4.2^{\circ}$. The internal rotation of humeroulnar joint gradually increased from $3.2^{\circ} \pm 16.0^{\circ}$ to $27.2^{\circ} \pm 18.0^{\circ}$. **Conclusions** During normal flexion and extension of the elbow, the valgus angle of humeroulnar joint decreased linearly, while the internal and external rotation angle showed a nonlinear change, which first rotated internally and then rotated externally. The valgus angle of humeroradial joint decreased linearly and the internal rotation angle increased linearly. Therefore, humeroulnar joint is not a hinge joint during elbow flexion and extension. There is a kinematic difference between humeroulnar joint and humeroradial joint. For clinical treatment of complex elbow injuries, elbow instability and elbow replacement, different motion characteristics in joints should be considered to improve the outcome after surgery.

Key words: elbow joint; flexion-extension motion; *in vivo* kinematics; dual fluoroscopic imaging system (DFIS)

肘关节在整个上肢活动中发挥着关键作用。日常生活中如吃饭、抓握、面部护理等重要活动,皆需通过肘关节屈伸以及旋前旋后等动作完成。成年人肘关节完全伸直时,肘关节提携角变化范围在 $6.7^{\circ} \sim 22.5^{\circ}$ 之间^[1]。常见的肘关节损伤如桡骨小头骨折、肱骨外上髁骨折等,可能造成提携角(外翻角)变化或手臂畸形,引发肘关节不稳、疼痛或功能缺损等问题^[2]。肘关节的屈伸活动范围(range of motion, ROM)是反映肘关节活动功能的重要指标。临床研究表明,健康人肘关节 ROM 为 $0^{\circ} \sim 150^{\circ}$,肘关节其中 ROM 在 $30^{\circ} \sim 130^{\circ}$ 足以完成日常绝大部分活动^[2]。肘关节骨折外伤、手术治疗僵硬等都会导致肘部 ROM 减小,当 ROM 下降 50%,肘关节整体的运动功能会下降 80%,严重影响人们的日常生活。

肘关节屈伸运动学分析能反映肘关节疾病损伤对功能的影响,更用来评估治疗和康复的效果^[3]。肘关节主动屈伸过程中,关节屈伸角与内外翻、内外旋角或关节相对位移之间的动态变化关系决定了关节面的交互与关节接触模式^[4]。考虑肘关节屈伸角与外翻角的关系能避免肱骨上髁骨折后的肘内翻畸形^[5]。前臂骨折后遗留的轴向旋转变化的会直接影响肘关节屈曲旋转轴的位置以及关节内压力的变化^[6]。若不能恢复肘关节对位,骨折外固定支架或肘关节假体的旋转轴误匹配可能会引发后期肘关节压力过高、感染或植人物松动^[7]。准确测量肘关节在屈伸过程中的运动学参数,能提高对肘关节功能的认识,作为

改善外固定支架或假体设计的依据。

以往基于离体标本的被动运动学研究将前臂尺桡骨作为整体,观察前臂在屈伸过程中运动学变化,并未区分尺骨和桡骨在屈伸过程中运动学变化^[8]。研究表明,主动屈伸相比于被动屈伸,肘关节旋转轴位置有明显差异,主动屈伸运动研究更能反映在真实肌肉力作用下的关节运动情况^[9]。而有关肘关节主动屈伸运动的报道,主要描述肱尺关节屈伸角与外翻角的动态变化,缺乏对内外旋角动态变化的研究分析,以及对肱尺、肱桡关节在屈伸运动下其他自由度的动态比较^[10]。

本文利用非侵入式动态双平面 X 线透视成像系统(dual fluoroscopic imaging system, DFIS)与 2D-3D 图像配准技术实现在体肘关节运动的精确测量,量化屈伸过程中肱桡、肱尺关节的 6 自由度变化^[11-12]。研究假设在体肘关节屈伸运动时,肘关节肱尺、肱桡关节 ROM、移动以及内外翻、内外旋角变化存在差异。本文通过提供健康肘关节运动屈伸时精确的运动学变化资料,并寻找屈伸角与内外翻、内外旋角之间的相关性,为肘关节损伤的治疗提供参考。

1 方法

1.1 受试者基本资料

本研究得到上海交通大学医学院附属第九人民医院伦理委员会审批(SH9H-2019-TS-2)。征集

10名健康志愿者(6名男性,4名女性),平均年龄为(21.1±0.8)岁,身体质量指数(body mass index, BMI)为21.8±4.1;受试者的美国肩肘外科评分(American Shoulder and Elbow Surgeons Shoulder Score, ASSES)均为100分,无肌肉、骨骼和运动神经方面的疾病,前臂均无外伤史。

1.2 基于CT影像的三维重建和双平面影像配准

所有受试者均接受CT扫描(SOMATOM Definition AS, Siemens公司,德国),在仰卧位姿势下,单手举过头顶,扫描从手腕到肱骨头部位影像。沿扫描方向层厚为0.6 mm,扫描层内分辨率为0.4 mm×0.4 mm,图像分辨率为512×512。使用Amira 6.7.0医学三维重建软件(Thermo Fisher Scientific公司,美国)分割肱骨、桡骨、尺骨的CT影像,并重建生成3D骨骼模型。两台动态X射线机(BV Pulsara, Philips公司,荷兰)分别沿肘关节前内侧到后外侧、后内侧到前外侧两个视野成像,右侧肘关节位于视野相交处完成从旋后最大伸直位至旋后最大屈曲位运动。X射线机发生器以30 Hz采集影像,平均屈伸时间为2 s。

将一系列X线透视图像导入实验室定制建模软件MATLAB(MathWorks公司,美国)中。首先,通过矫正板拍摄的影像进行扭曲矫正,在虚拟环境

中计算出单平面中单点等效光源的位置。依靠空间矫正平板推算出双平面平板的相对位置关系。将3D骨骼模型导入软件中进行平移和旋转,直到表面模型投影与所选透视图上捕获的骨骼轮廓相匹配。从最大伸直位开始(0 s)到最大屈曲位(2 s),每0.1 s(每3帧)重复该过程,完成整个运动过程的配准。以往研究已经验证该方法精度在1 mm(位移)以及1°(旋转角度)以下^[11]。

1.3 三维空间运动学计算

采用国际生物力学协会(International Society of Biomechanics, ISB)推荐的定义方法建立肘关节肱骨、尺骨、桡骨的解剖以及运动坐标系^[13]。如图1所示,肱骨中心定义为肱骨内外髁连线中心;尺骨的中心定义为拟合尺骨切迹圆柱的中心,桡骨中心定义为桡骨近端关节面的质心。骨骼X轴(anterior-posterior, AP)指向前,Y轴(proximal-distal, PD)指向上,Z轴(medial-lateral, ML)指向外。对于肱尺、肱桡关节,欧拉角计算顺序为Z-X-Y;对于尺桡关节,欧拉角计算顺序为X-Z-Y。对于各个肘关节屈伸试验,通过3D骨模型与双平面X线图像配准获得各骨骼间的相对空间位置,从而计算肘关节的3D运动学参数(包括平移和旋转)。基于关节坐

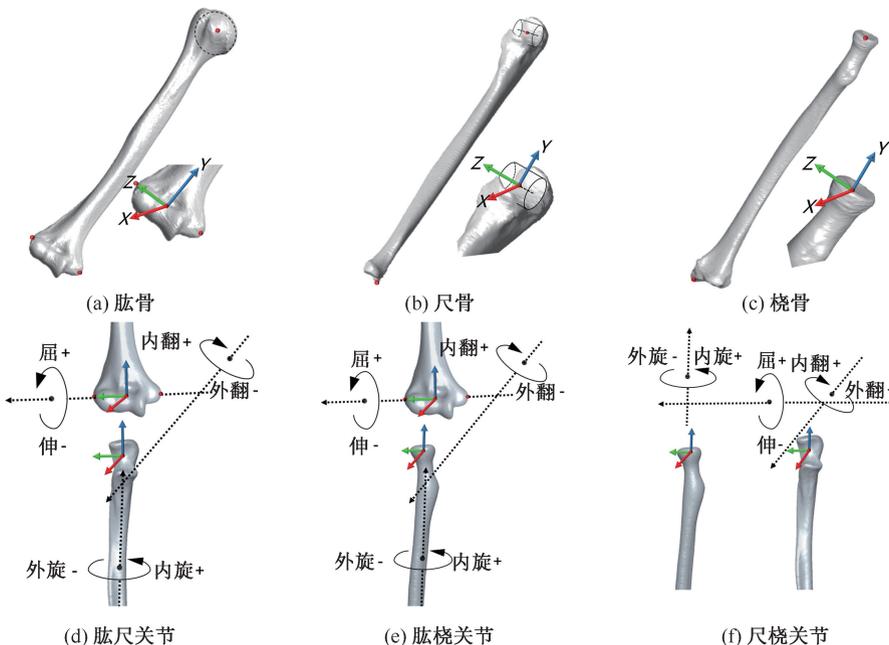


图1 肘关节解剖坐标系以及肘关节6自由度计算坐标系

Fig.1 Elbow anatomical coordinate systems and 6 DOF kinematics measurement system (a) Humerus, (b) Ulna, (c) Radius, (d) Humeroulnar joint, (e) Humeroradial joint, (f) Ulnoradial joint

标系定义计算的运动学结果适用于不同受试者空间运动的比较。

1.4 统计学分析

所有数据均表示为均值 \pm 标准差。使用ANOVA方差分析比较不同屈伸角与内外翻以及内外旋角之间的变化差异。使用线性回归与二次非线性回归分析寻找屈伸角与内外翻、内外旋角的关系,使用配对 t 检验比较不同关节间角度范围和平移变化之间的差异。设定显著性水平为 $P < 0.05$ 。

表1 肘关节在屈伸过程中肱尺、肱桡关节ROM和平移比较(* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$)

Tab.1 Comparison of ROM and translation between humeroulnar joint and humeroradial joint during elbow flexion-extension motion

关节	移动距离/mm			ROM/(°)		
	AP	PD	ML	屈曲	内外翻	内外旋
肱尺	1.7 \pm 1.0	1.3 \pm 0.4	1.7 \pm 0.7	141 \pm 20.1	9.8 \pm 3.3	10.8 \pm 4.1
肱桡	13.3 \pm 3.2	24.7 \pm 1.6	2.7 \pm 2.0	144.9 \pm 22.6	11.6 \pm 3.7	24.1 \pm 10.7
尺桡	2.1 \pm 0.7	1.8 \pm 0.6	2.4 \pm 1.2	2.7 \pm 1.3	2.3 \pm 1.9	22.7 \pm 10.2
P	<0.0001**	<0.0001**	0.17	0.042*	0.001**	0.001**

2.2 平移量变化

在整个屈伸运动过程中,肱尺关节在前后、远近、内外方向上的平均移动范围分别为(1.7 \pm 1.0)、(1.3 \pm 0.4)、(1.7 \pm 0.7) mm,肱桡关节移动范围分别为(13.3 \pm 3.2)、(24.7 \pm 1.6)、(2.7 \pm 2.0) mm,尺桡关节移动范围分别为(2.1 \pm 0.7)、(1.8 \pm 0.6)、(2.4 \pm 1.2) mm。肱尺、肱桡关节在前后($P < 0.0001$)和远近方向上($P < 0.0001$)的变化范围有显著差异,在内外方向上无显著差异($P = 0.17$),见表1。

三维空间中关节中心之间的相对距离存在变化。肱桡关节在整个屈伸过程中平均变化范围为(3.9 \pm 1.0) mm,与肱尺关节平均变化范围[(1.9 \pm 0.7) mm]相比有显著性差异($P = 0.007$),比尺桡关节平均变化范围[(1.7 \pm 0.9) mm]显著偏大($P < 0.0001$),见表2。

2.3 外翻角动态变化

在肘关节屈伸运动过程中,外翻角逐渐减小,外翻角与屈曲角呈高度线性耦合(肱尺关节: $y = 0.067x - 15.4$, $R^2 = 0.979$, $P < 0.0001$; 肱桡关节: $y = 0.08x - 20.1$, $R^2 = 0.989$, $P < 0.0001$; x : 屈曲角, y : 外翻角)。利用单因素方差分析屈曲角对外翻角的影响,结果表明,屈曲角在不同水平下总体

2 结果

2.1 ROM变化

屈伸运动过程中,肱尺关节间平均屈伸ROM为141° \pm 20.1°,肱桡关节间平均屈伸ROM为144.9° \pm 22.6°,两者有显著差异($P = 0.042$)。肱尺关节间平均外翻ROM为9.8° \pm 3.3°,肱桡关节间平均外翻ROM为11.6° \pm 3.7°,两者有显著差异($P = 0.0001$)。不同关节其他角度以及位移变化范围见表1。

表2 肘关节在屈伸过程肱、尺、桡骨原点之间的最大、最小距离与范围

Tab.2 ROM, maximum and minimum distances between origin of humerus, ulna and radius during flexion-extension motion

参数	关节		
	肱尺	肱桡	尺桡
最大值	11.7 \pm 0.5	29.7 \pm 1.7	28.1 \pm 1.9
最小值	9.8 \pm 0.7	25.7 \pm 2.3	26.4 \pm 2.1
活动范围	1.9 \pm 0.7	3.9 \pm 1.0	1.7 \pm 0.9

与外翻角有显著差异($F = 8.24$, $P < 0.0001$)。肘关节从最大伸直位到90°到最大屈曲位,肱尺关节外翻角平均从15.2° \pm 3.1°减小到9.4° \pm 3.5°,再到最大屈曲位时的5.3° \pm 2.3°。肱桡关节外翻角从最大伸直位时19.7° \pm 4.2°减小到最大屈曲位时8.2° \pm 2.4°。在同样屈曲角下,肱尺关节的外翻角比肱桡关节小($P < 0.0001$)。尺桡关节在屈伸过程中平均外翻角为4.3° \pm 2.4°[见图2(a)]。

2.4 内外旋角动态变化

在肘关节屈伸运动过程中,屈伸角会伴随肘关节内外旋变化。肘关节从最大伸直位到90°屈曲到最大屈曲位,肱尺关节平均从外旋5.7° \pm 3.4°变为内旋3.4° \pm 3.9°,最后到最大屈曲位时外旋5.1° \pm 4.2°,在110°达到内旋最大值4.0° \pm 4.9°,呈非线性

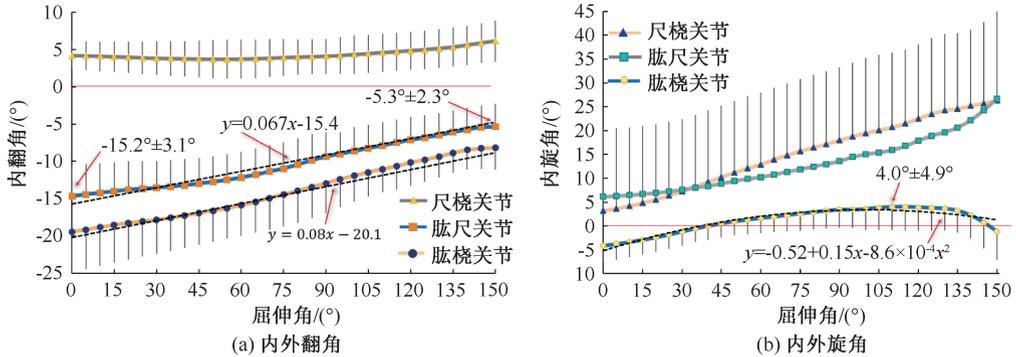


图2 肘关节在屈伸过程中肱尺、肱桡、尺桡关节角度变化

Fig.2 Changes of humeroulnar, humeroradial and ulnaradial joint angles during elbow flexion-extension motion (a) Varus/valgus angle, (b) External/internal rotation angle

相关 ($y = -5.2 + 0.17x - 0.00086x^2$, $R^2 = 0.93$, $P < 0.0001$, x : 屈伸角, y : 内外旋角)。对应的肱桡关节一直呈现内旋增大的趋势, 平均从内旋 $3.2^\circ \pm 16.0^\circ$ 增加到内旋 $18.0^\circ \pm 15.4^\circ$, 最终到最大屈曲时内旋 $27.2^\circ \pm 18.0^\circ$ [见图 2(b)]。对于肱尺、肱桡关节, 单因素方差分析表明, 屈伸角与内外旋角变化有高度相关性 ($P < 0.0001$)。

3 讨论

本研究利用动态双平面 X 线透视成像系统并结合 2D-3D 图像配准技术, 测量在体肘关节屈伸运动时关节 6 自由度运动学数据, 包括肱尺、肱桡以及尺桡关节在屈伸过程中的关节移动及角度变化。肱桡关节在前后、远近方向位移, 以及屈伸、内外翻、内外旋 ROM 都显著比肱尺关节大 (见表 2)。屈伸过程中, 肱尺、肱桡关节外翻角以及肱桡关节内外旋角和屈伸角呈线性相关 ($R^2 = 0.979$, $P < 0.0001$), 肱尺关节的内外旋变化呈现二次非线性相关 ($R^2 = 0.93$, $P < 0.0001$)。前臂轴向内外旋变化表明, 肱尺关节在屈伸过程中不是单纯的铰链关节。

以往的研究表明, 肱尺关节在屈伸运动时, 屈伸 ROM 为 $-10^\circ \sim 150^\circ$ [2], 内外翻 ROM 为 $7^\circ \sim 35^\circ$ [10, 14], 内外旋 ROM 为 $4^\circ \sim 17^\circ$ [14-15]。本研究发现, 肱桡关节的屈曲、内外翻、内外旋 ROM 比肱尺关节大 (屈曲: $144.9^\circ \pm 22.6^\circ$ vs $141^\circ \pm 20.1^\circ$; 内外翻: $11.6^\circ \pm 3.7^\circ$ vs $9.8^\circ \pm 3.3^\circ$; 内外旋: $24.1^\circ \pm 10.7^\circ$ vs $10.8^\circ \pm 4.1^\circ$), 这可能与尺桡骨之间本身存在

$2.7^\circ \pm 1.3^\circ$ 屈曲角度差、 $2.3^\circ \pm 1.9^\circ$ 外翻角度差有关。其中, 内外旋 ROM 差异可能和肱尺、肱桡关节结构相关, 肱桡关节在肘关节中更多承担内外旋的作用 [16]。在整个屈伸过程中, 肘关节始终保持外翻, 肱尺关节外翻角从 15.2° 减小到 5.3° , 肱尺关节与肱桡关节呈现相同的变化趋势, 但其外翻角始终小于肱桡关节。McDonald 等 [10] 研究表明, 肘关节的外翻角会随着屈曲角增大而减小, 并呈现线性变化, 与本研究的结果一致。Roy 等 [1] 研究认为, 肘关节提携角的变化和肱骨内侧关节面形态有关, 提携角增加了外展肌肉的作用力臂, 使上肢有更大的活动空间。肘关节骨折治疗时, 考虑尺桡骨之间屈伸、内外翻、内外旋 ROM, 以及动态过程中外翻角的变化差异, 可以预防由于前臂外翻畸形带来的影响美观问题, 更能改善肘关节的活动能力, 降低术后肘关节不稳的风险。

有研究者推测肘关节不稳和尺骨外移有关, 进而会导致尺神经疼痛 [14]。本研究表明, 肘关节在屈伸运动时, 肱尺关节中心相对移动不仅发生在内外侧方向, 在前后以及远近方向上都有 $1 \sim 2$ mm 位移活动度。Goto 等 [4] 利用 CT 重建方法测量准静态下肱尺、肱桡关节的接触面积变化, 重点强调屈伸过程中接触面积的位置变化由外侧向内侧偏移, 但该研究并未针对两者位移差异进行对比。Hurbanek 等 [17] 研究表明, 正常肱尺关节间隙在 $3 \sim 4$ mm, 与本研究在肱尺关节 3 个方向测量上的变化相近 (见表 1)。但在空间距离变化上, 肱桡关节的位移活动度显著比其他两个关节要大, 对比肱桡关节 [$(3.9 \pm$

1.0) mm]与肱尺关节[(1.9±0.7) mm]以及尺桡关节[(1.7±0.9) mm]的空间相对位移表明,桡骨在肘关节中具有较大的位移活动度。在治疗肘关节不稳定时,或在肘关节假体设计时,应考虑尺骨和桡骨对空间位移稳定性的不同表现,肱尺关节可以允许比尺桡关节有更大的活动度。

本研究探讨了肘关节屈伸运动时中肱尺、肱桡关节内外旋不同的变化规律。肱尺关节在屈伸过程中呈现先内旋、后外旋的过程,并在110°屈曲下达到内旋最大值,肱桡关节在整个屈伸过程中则一直呈现内旋增大的变化。以往基于离体标本的模拟运动以及准静态的三维运动学研究也发现了肱尺关节先内旋、后外旋的变化规律^[8]。肱尺关节屈伸过程中先内旋、后外旋的运动学规律与 Miyake 等^[15]的发现相似,后者只测量了伸直、90°屈曲、最大屈曲3个准静态位置,发现在90°下肱尺关节内旋最大,最大内旋值的差异可能源于不同实验设计的差异。肱尺关节内外旋角的变化表明,肘关节屈伸并非是一个理想的铰链关节运动。在 Coonrad-Morrey 等非限制型全肘关节假体设计上,只考虑了肘关节运动过程中外翻角的变化,患者术后的在体运动学研究并未发生内外旋的变化,仅仅考虑内外翻情况下会造成肱骨滑车内侧压力增大,导致磨损加剧^[18-19]。正常人肘关节屈伸过程中内外旋的变化规律可为全肘关节假体设计提供参考,辅助设计满足肘关节屈伸过程先内旋、后外旋以及外翻角逐渐降低的新型假体,可能在降低患者术后运动的不舒适度以及假体与运动模式不匹配而引发的松动等并发症方面有着重要的意义。

本研究的局限性如下:①只收集了10名受试者的肘关节运动学资料,虽然样本数量较少,但是利用组内肱尺、肱桡关节内外旋ROM变化,通过G-power计算表明,该10名受试者资料的统计检定力达到0.97,本研究结果能够说明肘关节屈伸的相对运动规律;②由于X线无法对软组织成像,无法评估周围软组织结构对运动学的影响,后续可通过磁共振或超声成像等技术进一步提高研究质量;③未设置肘关节损伤对照组,无法对比健康受试者与肘关节患者之间的差异,后续研究应收集不同类型肘关节受损患者资料,对比不同肘关节受损对肘关节屈伸运动的影响。

4 结论

在正常肘关节屈伸运动中,肱桡关节相比于肱尺关节ROM以及位移范围更大;肱尺、肱桡关节随着屈曲角增加,外翻角逐渐降低,呈线性变化。整个屈伸运动过程中,肱尺关节先内旋、后外旋,肱桡关节一直呈现内旋的变化,可见肘关节在屈伸运动中不是单纯的铰链关节。本研究描述了在体肘关节屈伸运动时尺骨和桡骨连续的轴向旋转变化,并比较肱尺、肱桡关节在主动屈伸过程中的运动学差异。结果表明,在肘关节不稳定治疗或肘关节假体设计时,应考虑尺骨和桡骨运动学表现的差异,以及动态内外翻和内外旋角与屈曲角的耦合规律。

参考文献:

- [1] ROY P, BAEYENS JP, FAUVART D, et al. Arthro-kinematics of the elbow: Study of the carrying angle [J]. *Ergonomics*, 2005, 48(11-14): 1645-1656.
- [2] OOSTERWIJK AM, NIEUWENHUIS MK, SCHANS CP, et al. Shoulder and elbow range of motion for the performance of activities of daily living: A systematic review [J]. *Physiother Theory Pract*, 2018, 34(7): 505-528.
- [3] 秦大平, 张晓刚, 宋敏, 等. 基于 Ilizarov 技术原理矫正器在矫正肘关节屈伸挛缩畸形中的临床应用 [J]. *医用生物力学*, 2014, 29(4): 79-83.
QIN DP, ZHANG XG, SONG M, et al. Clinical application of a new deformity correction device based on Ilizarov technique for flexion and extension contracture of elbow [J]. *J Med Biomech*, 2014, 29(4): 79-83.
- [4] GOTO A, MORITOMO H, MURASE T, et al. *In vivo* elbow biomechanical analysis during flexion: three-dimensional motion analysis using magnetic resonance imaging [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2004, 13(4): 441-447.
- [5] OURA K, SHIGI A, OKA K, et al. Corrective osteotomy for hyperextended elbow with limited flexion due to supracondylar fracture malunion [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2018, 27(8): 1357-1365.
- [6] BROWNHILL JR, POLLOCK JW, FERREIRA LM, et al. The effect of implant malalignment on joint loading in total elbow arthroplasty: An *in vitro* study [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2012, 21(8): 1032-1038.
- [7] STAVLAS P, JENSEN SL, SOJBJERG JO. Kinematics of the ligamentous unstable elbow joint after application of a hinged external fixation device: A cadaveric study [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2007, 16(4): 491-496.

- [8] JOHNSON JA, RATH DA, DUNNING CE, *et al.* Simulation of elbow and forearm motion *in vitro* using a load controlled testing apparatus [J]. *J Biomech*, 2000, 33(5): 635-639.
- [9] DUCK TR, DUNNING CE, KING GJ, *et al.* Variability and repeatability of the flexion axis at the ulnohumeral joint [J]. *J Orthop Res*, 2003, 21(3): 399-404.
- [10] MCDONALD CP, MOUTZOUROS V, BEY MJ. Measuring dynamic *in-vivo* elbow kinematics: Description of technique and estimation of accuracy [J]. *J Biomech Eng*, 2012, 134(12): 124502.
- [11] TSAI TY, LI JS, WANG S, *et al.* A novel dual fluoroscopic imaging method for determination of THA kinematics: *In-vitro* and *in-vivo* study [J]. *J Biomech*, 2013, 46(7): 1300-1304.
- [12] TSAI TY, LIOW MHL, LI G, *et al.* Bi-cruciate retaining total knee arthroplasty does not restore native tibiofemoral articular contact kinematics during gait [J]. *J Orthop Res*, 2019, 37(9): 1929-1937.
- [13] WU G, HELM FCT, VEEGER HEJ, *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand [J]. *J Biomech*, 2005, 38(5): 981-992.
- [14] GOTO A, MURASE T, MORITOMO H, *et al.* Three-dimensional *in vivo* kinematics during elbow flexion in patients with lateral humeral condyle nonunion by an image-matching technique [J]. *J Shoulder Elbow Surg*, 2014, 23(3): 318-326.
- [15] MIYAKE J, SHIMADA K, MORITOMO H, *et al.* Kinematic changes in elbow osteoarthritis: *In vivo* and 3-dimensional analysis using computed tomographic data [J]. *J Hand Surg Am*, 2013, 38(5): 957-964.
- [16] QUIGLEY RJ, ROBICHEAUX GW, LEE TQ. The proximal and distal position of the radius relative to the ulna through a full range of elbow flexion and forearm rotation [J]. *J Hand Surg Eur*, 2014, 39(5): 535-540.
- [17] HURBANEK JG, ANDERSON K, CRABTREE S, *et al.* Biomechanical comparison of the docking technique with and without humeral bioabsorbable interference screw fixation [J]. *Am J Sports Med*, 2009, 37(3): 526-533.
- [18] FUTAI K, TOMITA T, YAMAZAKI T, *et al.* *In vivo* three-dimensional kinematics of total elbow arthroplasty using fluoroscopic imaging [J]. *Int Orthop*, 2010, 34(6): 847-854.
- [19] LAPNER M, WILLING R, JOHNSON JA, *et al.* The effect of distal humeral hemiarthroplasty on articular contact of the elbow [J]. *Clin Biomech*, 2014, 29(5): 537-544.