

文章编号:1004-7220(2022)02-0317-06

正常国人盂肱关节在不同手臂抬高平面的运动学研究

袁施挺¹, 竺思远², 谷雪莲^{1*}, 王少白³, 王建华^{2*}

(1.上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2.上海交通大学医学院附属新华医院 骨科, 上海 200092;
3.上海体育学院 运动科学学院, 上海 200438)

摘要:目的 探究正常国人盂肱关节在外展、肩胛平面外展和前屈时的相对位移,为盂肱关节不稳及肩峰下撞击等疾病的诊断、治疗和随访提供参考依据。方法 采用双平面系统结合模型-图像配准技术,测量13名健康志愿者在手臂外展、肩胛平面外展和前屈的整个过程中肱骨相对于肩胛骨的上下、前后的平移数据。结果 志愿者在手臂外展、肩胛平面外展和前屈时肱骨在前后方向上的总平移量分别为(4.0±1.3)、(4.1±1.5)、(4.8±1.9) mm,上下方向的总平移量分别为(3.0±1.0)、(3.1±1.1)、(3.3±1.5) mm。在整个运动过程中,不同手臂抬高角度的上下平移量具有显著性差异,但未发现其他显著性差异。结论 正常国人手臂抬高过程中,肱骨头平均位于肩胛盂的后上方,且前屈时的肱骨在上下、前后的运动范围均最大。在临床的诊断、治疗和随访过程中,患者行前屈位可能会获得更好的评估效果。

关键词: 盂肱关节; 双平面荧光透视; 在体检测; 运动学

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2022.02.020

Kinematics Study of Glenohumeral Joint at Different Arm Elevation Planes in Normal Chinese

YUAN Shiting¹, ZHU Siyuan², GU Xuelian^{1*}, WANG Shaobai³, WANG Jianhua^{2*}

(1.School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2.Department of Orthopaedics, Xinhua Hospital, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200092, China; 3.Department of Sports Sciences, Shanghai University of Sport, Shanghai 200438, China)

Abstract: **Objective** To investigate relative translations of the glenohumeral joint during abduction, scaption and forward flexion in normal Chinese, so as to provide references for diagnosis, treatment and follow-up of glenohumeral joint instability and subacromial impingement syndrome. **Methods** The biplanar fluoroscopy system combined with model-image registration technique were used to measure the humeral translation relative to the scapular in 13 healthy volunteers during abduction, scaption and forward flexion. **Results** The anterior-inferior glenohumeral translation during abduction, scaption and forward flexion was (4.0±1.3), (4.1±1.5), (4.8±1.9) mm, respectively. The superior-inferior glenohumeral translation was (3.0±1.0), (3.1±1.1), (3.3±1.5) mm, respectively. During the whole motion, there was a significant difference in superior-inferior translation at different arm elevation angles, while other significant differences were not found. **Conclusions** For normal Chinese, the humeral head was positioned posteriorly and superiorly on the glenoid. During forward flexion, the anterior-inferior and superior-inferior glenohumeral translation was the maximum. Therefore, in the process of clinical diagnosis, treatment and follow-up, patients performing the forward flexion may obtain a better evaluation effect.

Key words: glenohumeral joint; biplanar fluoroscopy; *in vivo* detection; kinematics

收稿日期:2021-04-14; 修回日期:2021-05-27

基金项目:上海市生物医学工程研究生示范实践基地(1017308011)

通信作者:谷雪莲,副教授,E-mail:guxuelian@usst.edu.cn;王建华,主任医师,E-mail:wangjianhua@xinhumed.com.cn

*为共同通信作者

肩关节复合体由3块骨骼(肱骨、肩胛骨和锁骨)和4个关节(盂肱关节、肩锁关节、胸锁关节以及肩胛胸壁关节)组成。盂肱关节作为复合体的运动中心,在人体的六大关节中具有最大的活动度^[1-2]。研究表明,盂肱关节的运动异常可能与多种肩关节疾病有关,包括肩峰下撞击综合征^[3-4]、盂肱关节不稳^[5-6]以及肩袖撕裂^[7-8]。通过测量健康人群的盂肱关节运动参数,有助于临床上对肩关节疾病的评估、治疗和随访。

由于盂肱关节的解剖结构复杂,现有的关节运动分析技术虽已提供有价值的研究数据,但传统研究方法仍存在一定的局限性。离体运动学研究时,肌肉常常被剥离切除,即便部分肌肉得以保留也无法收缩,难以还原正常生理负载下的肩关节,故研究结果的准确性受到质疑^[10-11]。有学者通过在受试者皮肤上附着传感器或进行静态测量,虽然这些测量结果可能有参考价值,但由于缺乏动态测试或者受试者手臂抬高时皮肤与下方骨骼之间产生运动伪影,研究结果会存在一定的误差^[12-15]。为减少皮肤与骨骼之间的滑动误差,Ludewig等^[16]通过在受试者锁骨、肩胛骨和肱骨的骨皮质中植入3根2.5 mm直径的穿皮质骨针进行骨固定跟踪,然而该方法具有有创性,只能局限于较小的样本量,并且在受试者手臂抬高的过程中,骨针对其造成的疼痛可能会导致肩关节正常运动的改变。

双平面荧光透视是近年来新兴的一种在体测量技术^[17-19]。利用两台高帧率的高速X线成像系统摆放成一定的角度,通过集成控制和时序同步系统,可实现同时从两个不同的面拍摄人体内部骨骼的动态影像(见图1)。将双平面图像与计算机断层(computer tomography, CT)或磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)扫描的三维重建模型进行配准,能够准确分析不同关节中骨骼的相对运动情况。此方法不仅避免了对受试者进行侵入性的实验损伤,并且通过对骨骼的直接成像消除运动伪影,其精度可达亚毫米级^[20]。然而,目前鲜有关于通过双平面技术在体研究正常国人肩关节运动时盂肱关节平移情况的报道。

由于肱骨内外侧的平移通常在临床病理的研究中无实际意义^[21],故本文采用双平面荧光透视结合模型-图像配准技术测量正常国人在前屈、肩胛平

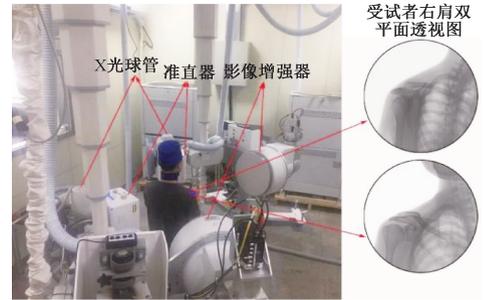


图1 双平面实验原理图

Fig.1 Principle diagram of biplanar fluoroscopy experiment

面外展和外展动作时,肱骨相对于肩胛骨的上下、前后的位移,为肩关节疾病的诊断提供参考依据。本文假设不同的手臂抬高平面会影响肱骨相对于肩胛骨的位移。

1 对象与方法

1.1 研究对象

本研究得到上海交通大学医学院附属新华医院的伦理委员会批准。共招募13名肩关节健康的志愿者(7男6女),年龄(24.2 ± 1.5)岁,身高(1.7 ± 0.07) m,体质量指数(body mass index, BMI)为(21.2 ± 1.9) kg/m^2 。所有志愿者的惯用手均为右手,实验中采集的肩关节为9例右肩和4例左肩。所有参与者均签署知情同意书。

1.2 盂肱关节三维模型建立

受试者仰卧,通过Brilliance iCT(Philips公司,美国)对其受试侧肩关节进行扫描,获得轴向图像。扫描层厚为1 mm,层间隔为0.5 mm。CT扫描部分包括肱骨近端、肩胛骨和一些必要的骨标志。将获得的CT文件导入实体建模软件Mimics 21.0(Materialise公司,美国)进行三维重建,获得肱骨近端以及肩胛骨的三维模型。

1.3 双平面实验

实验前,将双平面系统的影增夹角调整为 60° ,光源和影增的距离调整为1.4 m,实验中利用圆形的铁丝网格来校准图像畸变,利用校准立方体来确定X线透视的焦点以及两个影增的相对位置。实验过程中受试者被要求坐机器的中央进行任务动作:①外展。手臂与冠状面平行;②肩胛平面外展。肩胛骨平面的外展,手臂相对于冠状面呈 30° ;③前屈。手臂与矢状面平行(见图2)。3个动作均保持肘关节充分伸展并匀速抬高到头顶,同时拇指

向上(中立位),限定每个动作的完成时间在 2 s 以内,每个动作之间间隔 3 min。

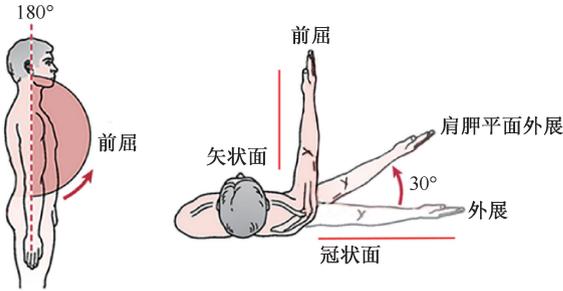


图2 受试者手臂抬高示意图

Fig.2 Schematic diagram of arm elevation plane

1.4 关节坐标系建立及模型-图像配准

将完成三维重建的骨模型置入实体建模软件 Rihnoceros 6.0 (Robert McNeel & Associates 公司,美国)进行关节坐标系的建立。研究遵照国际生物力学协会(International Society of Biomechanics, ISB)

提出的肩关节坐标系建立方案^[22],在肱骨头以及肩胛盂力学中心处分别建立三维坐标系,坐标系原点的确定方法分别将肱骨头曲率拟合球体,把球体的质心作为肱骨坐标系的原点;肩胛盂坐标系原点是通过将肩胛盂最上、下点的连线中点投影到肩胛盂平面上所确定的[见图 3(a)]。如图 3(b)所示,盂肱关节的平移定义为肱骨力学中心相对于肩胛盂力学中心的前后(X 轴)、上下(Y 轴)和内外(Z 轴)的运动。手臂的抬高角度定义为肱骨长轴(Y 轴)与垂直方向的夹角。

根据实验拍摄当天的影增摆放位置、距离和焦点位置等环境参数,在 Rihnoceros 中重建双平面虚拟环境。在手动描绘出双平面图像中肱骨和肩胛骨的轮廓后,从对应于两个 X 射线源的方向观察并在软件中以 6 自由度的方向操作模型,使之与两个平面的轮廓均最佳匹配[见图 3(c)]。此时模型的位置被认为是该名志愿者体内肩关节的位置再现。

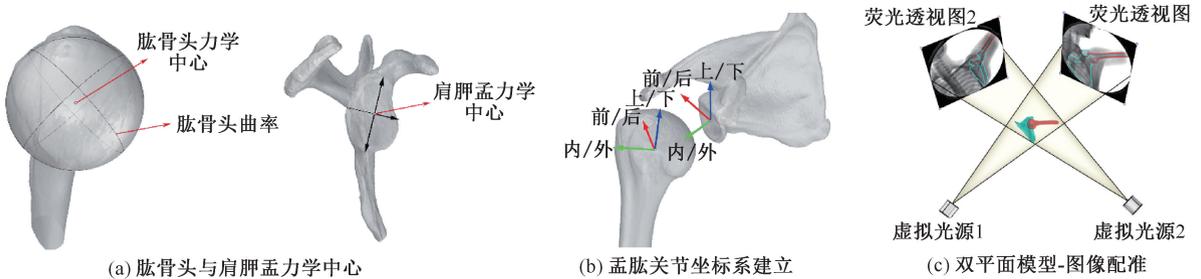


图3 盂肱关节三维坐标系建立及模型-图像配准示意图

Fig.3 Schematic diagram of glenohumeral coordinate systems creation and model-to-image registration (a) Mechanical centers of humeral head and glenoid, (b) Coordinate systems of glenohumeral joint, (c) Biplane model-to-image registration

1.5 统计学分析

在 SPSS 软件中采用双因素重复测量的方差分析(two-way ANOVA)对盂肱关节运动进行统计学评估,具体包括手臂的抬高平面(外展、肩胛平面外展和前屈)以及手臂抬高角度($15^{\circ} \sim 150^{\circ}$)对盂肱关节平移的影响。在评估系统中, $P < 0.05$ 表示差异有统计学意义。

2 结果

2.1 外展实验结果

受试者外展运动时,在上下方向上肱骨平均位于肩胛盂力学中心上方(0.2 ± 0.8) mm 处,前后方向上位于肩胛盂力学中心后方的(1.8 ± 1.1) mm

处。整个运动过程中,受试者盂肱关节在上下方向的活动范围为(3.0 ± 1.0) mm,前后方向的活动范围为(4.0 ± 1.3) mm。

2.2 肩胛平面外展实验结果

受试者肩胛平面外展运动时,在上下方向上肱骨平均位于肩胛盂力学中心上方(0.3 ± 0.9) mm 处,前后方向上位于肩胛盂力学中心后方的(1.5 ± 0.6) mm 处。整个运动过程中,受试者盂肱关节在上下方向的活动范围为(3.1 ± 1.1) mm,前后方向的活动范围为(4.1 ± 1.5) mm。

2.3 前屈实验结果

受试者前屈运动时,在上下方向上肱骨平均位于肩胛盂力学中心上方(0.2 ± 1.1) mm 处,前后方

向上位于肩胛盂质心力学中心的 (2.0 ± 1.0) mm处。整个运动过程中,受试者盂肱关节在上下方向的活动范围为 (3.3 ± 1.5) mm,前后方向的活动范围为 (4.8 ± 1.9) mm。

2.4 不同动作统计学对比

志愿者在不同平面抬高手臂时,肱骨相对于肩胛盂的平移如图4所示。外展、肩胛平面外展和前屈动作下在前后方向的平均平移量分别为1.0、1.0、1.1 mm,上下方向平移量分别为0.7、1.3、1.6 mm。在整个运动过程中,不同手臂抬高角度的上下平移量具有显著性差异($P < 0.001$)。在前后方向上,前屈时的最小(后)位置 $[(-2.6 \pm 1.7)$ mm]小于外展 $[(-2.4 \pm 1.2)$ mm]和肩胛平面外展 $[(-2.1 \pm 1.4)$ mm],但差异无统计学意义($P = 0.431$)。此外,也未发现不同抬高平面的上下平移量存在显著性差异($P = 0.716$)。

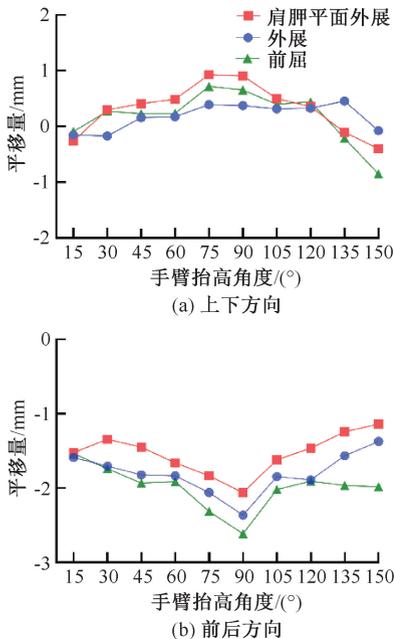


图4 肱骨相对于肩胛骨在手臂外展、肩胛平面外展和前屈时的平均位置

Fig.4 Mean position of the humerus relative to the scapula during abduction, scaption and forward flexion (a) In anterior-posterior direction, (b) In superior-inferior direction

3 讨论

本文的肱骨位移数据验证了假设的正确性,不同手臂的抬高平面会影响肱骨相对于肩胛骨的位置。

本文发现,在整个肩关节运动过程中,肱骨头平均位于肩胛盂的后上方,这与 Giphart 等^[23]的研究结论相符。然而,从肱骨力学中心与肩胛盂力学中心的相对位置上看,Giphart 等^[23]结果与本文结果有较大的出入。前者的研究表明,肱骨力学中心平均位于肩胛盂中线后方4~5 mm处;而本文结果表明,肱骨力学中心平均位于肩胛盂中线后方1~3 mm处。本文推测,导致上述研究结果差异的原因如下:根据国人与西方人群肱骨的解剖学差异,西方人群肱骨头的平均曲率(23.6 mm)要明显大于中国人群(22.1 mm)^[24],而肱骨的力学中心是通过肱骨的曲率拟合合成球体得到,故曲率大小不同可能会导致西方人群的肱骨头力学中心相比国人来说更偏后;此外,受试者身高和性别与肱骨头尺寸具有高度相关^[25-26]。男性的肱骨曲率明显大于女性,而 Giphart 等^[23]样本组男性数量(11男2女)大于本研究中男性数量,身高也与肱骨尺寸呈正相关,且该研究入组样本平均身高远大于本研究的样本。本文猜测这些因素可能单独或联合影响,导致两项研究中肱骨力学中心相对肩胛盂力学中心位置的差异。

正常国人在手臂抬高过程中,肱骨在上下和前后方向平均运动范围为1~2 mm,这与 Graichen 等^[27]使用开放磁共振的研究结果类似。而 Poppen 等^[28]除观察到肱骨在0°~30°外展时发生微小的平移外,并没有发现后续的肱骨移位情况,表明X线平片类的二维研究以及对于肩关节触诊类临床检查的精度很难准确捕捉盂肱关节的相对运动。

本文结果表明,受试者前屈动作时肱骨头的位置明显比外展和肩胛平面外展时肱骨头位置更靠后,且前屈时肱骨在上下和前后方向的运动范围均最大。此外,在受试者手臂抬高到90°时,3个动作中肱骨均有明显的后移现象。因此,在临床上对于盂肱关节脱位以及功能紊乱等病症的诊断和术后随访过程中,受试者行前屈位能获得较好的评估效果。并且,本研究获得的盂肱关节平移初步数据可以为国人肩关节疾病的临床诊断和随访提供方法指导和数据支撑。

本研究的局限性如下:①只入组了肩关节健康的年轻人群,而肩关节疾患多发于60岁以上的人群,随着年龄增长而产生的肩关节退行性改变是否

会影响肱骨在体内的移位,目前尚不可知。在后续研究中,受试者组应包括年龄较大的肩袖损伤组,以进行横向对比,并以此与本文结果相互验证。

② 实验中受试者手臂抬高是无负荷的自然上举,而肩关节一部分的损伤机制与手臂负荷有关^[29]。因此,后续通过分析不同肌肉负荷条件下的肱骨平移,可能会对肩关节疾病发病机制研究和临床诊疗提供理论基础。

4 结论

本文使用目前最为精确的双平面系统对正常人手臂抬高时肱骨相对于肩胛骨上下、前后位移开展定量分析。结果表明,健康国人在外展、肩胛平面上外展和前屈动作中,肱骨相对于肩胛骨的前后和上下平移范围为2~6 mm,且前屈动作时肱骨相对肩胛骨发生最大的位移。因此,在临床的诊断、治疗和随访过程中,患者行前屈位可能会比其他体位获得更好的评估效果。

参考文献:

- [1] HESS SA. Functional stability of the glenohumeral joint [J]. *Manual Ther*, 2000, 5(2): 63-71.
- [2] 薛庆云, 信原克哉. 肩部投掷运动的生物力学研究[J]. *医用生物力学*, 1995, 10(1): 35-39.
XUE QY, XIN YKZ. The biomechanics of baseball pitching of shoulder [J]. *J Med Biomech*, 1995, 10(1): 35-39.
- [3] FU FH, HARNER CD, KLEIN AH. Shoulder impingement syndrome. A critical review [J]. *Clin Orthop Relat R*, 1991 (269): 162-173.
- [4] TIMMONS MK, THIGPEN CA, SEITZ AL, et al. Scapular kinematics and subacromial-impingement syndrome: A meta-analysis [J]. *J Sport Rehabil*, 2012, 21(4): 354-370.
- [5] BAEYENS JP, ROY P, SCHEPPER A, et al. Glenohumeral joint kinematics related to minor anterior instability of the shoulder at the end of the late preparatory phase of throwing [J]. *Clin Biomech*, 2001, 16(9): 752-757.
- [6] PALETTA GA, WARNER JJP, WARREN RF, et al. Shoulder kinematics with two-plane X-ray evaluation in patients with anterior instability or rotator cuff tearing [J]. *J Shoulder Elb Surg*, 1997, 6(6): 516-527.
- [7] YAMAGUCHI K, SHER JS, ANDERSEN WK, et al. Glenohumeral motion in patients with rotator cuff tears: A comparison of asymptomatic and symptomatic shoulders [J]. *J Shoulder Elb Surg*, 2000, 9(1): 6-11.
- [8] MILLETT PJ, GIPHART JE, WILSON KJ, et al. Alterations in glenohumeral kinematics in patients with rotator cuff tears measured with biplane fluoroscopy [J]. *Arthroscopy*, 2016, 32(3): 446-451.
- [9] HÖGFORS C, SIGHOLM G, HERBERTS P. Biomechanical model of the human shoulder—I. Elements [J]. *J Biomech*, 1987, 20(2): 157-166.
- [10] HELM FCT, PRONK GM, VEEGER HEJ, et al. The rotation center of the glenohumeral joint [J]. *J Biomech*, 1989, 22(10): 1092.
- [11] STOKDIJK M, NAGELS J, ROZING PM. The glenohumeral joint rotation centre *in vivo* [J]. *J Biomech*, 2000, 33(12): 1629-1636.
- [12] LUDEWIG PM, COOK TM, NAWOCZENSKI DA. Three-dimensional scapular orientation and muscle activity at selected positions of humeral elevation [J]. *J Orthop Sport Phys*, 1996, 24(2): 57-65.
- [13] LUKASIEWICZ AC, MCCLURE P, MICHENER L, et al. Comparison of 3-dimensional scapular position and orientation between subjects with and without shoulder impingement [J]. *J Orthop Sport Phys*, 1999, 29(10): 574-586.
- [14] GRAICHEN H, BONEL H, STAMMBERGER T, et al. Three-dimensional analysis of the width of the subacromial space in healthy subjects and patients with impingement syndrome [J]. *Am J Roentgenol*, 1999, 172(4): 1081-1086.
- [15] KARDUNA AR, MCCLURE PW, MICHENER LA, et al. Dynamic measurements of three-dimensional scapular kinematics: A validation study [J]. *J Biomech Eng*, 2001, 123(2): 184-190.
- [16] LUDEWIG PM, PHADKE V, BRAMAN JP, et al. Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2009, 91(2): 378-379.
- [17] GIPHART JE, BRUNKHORST JP, HORN NH, et al. Effect of plane of arm elevation on glenohumeral kinematics: A normative biplane fluoroscopy study [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2013, 95(3): 238-245.
- [18] BEY MJ, KLINE SK, ZAUER R, et al. Measuring dynamic *in-vivo* glenohumeral joint kinematics: technique and preliminary results [J]. *J Biomech*, 2008, 41(3): 711-714.
- [19] 邹第洋, 胡项俊, 胡海, 等. 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[J]. *医用生物力学*, 2020, 35(5): 622-628.
ZHOU DY, HU XJ, HU H, et al. *In vivo* kinematic characteristics of the elbow during active flexion-extension motion using dual fluoroscopic imaging system [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(5): 622-628.

- [20] BEY MJ, ZAUDEL R, BROCK SK, *et al.* Validation of a new model-based tracking technique for measuring three-dimensional, *in vivo* glenohumeral joint kinematics [J]. *J Biomech Eng*, 2006, 128(5): 604-609.
- [21] BEY MJ, KLINE SK, ZAUDEL R, *et al.* Measuring dynamic *in-vivo* glenohumeral joint kinematics: Technique and preliminary results [J]. *J Biomech*, 2008, 41(3): 711-714.
- [22] WU G, VAN DER HELM FCT, VEEGER HEJD J, *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.
- [23] GIPHART JE, BRUNKHORST JP, HORN NH, *et al.* Effect of plane of arm elevation on glenohumeral kinematics: A normative biplane fluoroscopy study [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2013, 95(3): 238-245.
- [24] ZHANG Q, SHI LL, RAVELLA KC, *et al.* Distinct proximal humeral geometry in Chinese population and clinical relevance [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2016, 98(24): 2071-2081.
- [25] GEBHART JJ, MINIACI A, FENING SD. Predictive anthropometric measurements for humeral head curvature [J]. *J Shoulder Elb Surg*, 2013, 22(6): 842-847.
- [26] CLARK EM, NESS AR, TOBIAS JH. Gender differences in the ratio between humerus width and length are established prior to puberty [J]. *Osteoporosis Int*, 2007, 18(4): 463-470.
- [27] GRAICHEN H, HINTERWIMMER S, VON EISENHART-ROTHE R, *et al.* Effect of abducting and adducting muscle activity on glenohumeral translation, scapular kinematics and subacromial space width *in vivo* [J]. *J Biomech*, 2005, 38(4): 755-760.
- [28] POPPEN NK. Normal and abnormal motion of the shoulder [J]. *J Bone Joint Surg Am*, 1976, 58(2): 195-201.
- [29] FLEISIG GS, ANDREWS JR, DILLMAN CJ, *et al.* Kinetics of baseball pitching with implications about injury mechanisms [J]. *Am J Sport Med*, 1995, 23(2): 233-239.

(上接第 316 页)

- [26] 王颖, 马剑雄, 柏豪豪, 等. 股骨颈骨折术后不同复位质量的力学特性分析[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(2): 284-289.
WANG Y, MA JX, BAI HH, *et al.* Analysis on mechanical characteristics of femoral neck fracture with different reduction qualities [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(2): 284-289.
- [27] PAI YC, ROGERS MW. Speed variation and resultant joint torques during sit-to-stand [J]. *Arch Phys Med Rehabil*, 1991, 72(11): 881.
- [28] FROST HM. On the strength-safety factor (SSF) for load-bearing skeletal organs [J]. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 2003, 3(2): 136-140.
- [29] 汪松, 马信龙, 张弼羽, 等. 利用有限元方法测定不同日常动作下坏死股骨头力学变化的研究[J]. *中华骨科杂志*, 2015, 35(9): 962-969.
- [30] YOSHIOKA S, NAGANO A, HAY DC, *et al.* Peak hip and knee joint moments during a sit-to-stand movement are invariant to the change of seat height within the range of low to normal seat height [J]. *Biomed Eng online*, 2014, 13(1): 27.